

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra aplikované mechaniky

Bakalářská práce

Výroba, montáž a ověření funkčnosti prototypu mechanického fantomu simulace pohybu
ozařovaného nádorového ložiska

Production, Assembly and Verification of the Prototype of the Mechanical Phantom of the
Simulated Movement of the Irradiated Tumor Bearing

Student:
Vedoucí práce:

David Stareczek
Ing. Milada Hlaváčková Ph.D.

Zadání bakalářské práce

Student:

David Stareczek

Studijní program:

B2341 Strojírenství

Studijní obor:

3901R003 Aplikovaná mechanika

Téma:

Výroba, montáž a ověření funkčnosti prototypu mechanického fantomu
simulace pohybu ozařovaného nádorového ložiska
Production, Assembly and Verification of the Prototype of the
Mechanical Phantom of the Simulated Movement of the Irradiated
Tumor Bearing

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Kontrola dříve provedeného návrhu mechanického fantomu z hlediska funkčnosti.
2. Kompletace dílů vyrobených 3-D tiskem a montáž prototypu.
3. Ověření funkčnosti prototypu ve spolupráci s odborným oddělením FNŠP.
4. V případě nutnosti provedení konstrukčních úprav prototypu včetně nutných pevnostních výpočtů.
5. Zhodnocení funkčnosti prototypu včetně návrhu možných úprav s cílem zlepšení funkčnosti.

Seznam doporučené odborné literatury:


- [1] ZÁMEČNÍK, J. Radioterapie-Učebnice pro zdravotnické školy. 1. vyd. 1983, Avicenum, Ed. č. 839523 (ISBN až od r. 1990)
- [2] SPURNÝ, V., ŠLAMPÁ, P. Moderní radioterapeutické metody, Základy radioterapie. 1. vyd. 1999, ISBN 80-7013-267-1
- [3] SEPPENWOOLDE, Y., JANSEN, D., MARIJNISSEN, H. Accuracy of predicting respiratory tumor motion with the Synch rony/CyberKnife tumor tracking system. Radiotherapy and Oncology, Volume 76, Supplement 2, Strana S91, 2005
- [4] LENERT, Jiří, Úvod do metody konečných prvků, 1. vydání, VŠB-TUO, Ostrava 1999, 110 s. ISBM 80-7078-686-8

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Milada Hlaváčková, Ph.D.**

Datum zadání: 08.12.2017

Datum odevzdání: 21.05.2018


Ing. Martin Fusek, Ph.D.
vedoucí katedry




doc. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou bakalářskou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě 15. května 2017

.....

Podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě bakalářskou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že bakalářská práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího bakalářské práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledky její obhajoby.

V Ostravě 15. května 2017

.....

Podpis studenta

Jméno a příjmení autora:

David Stareczek

Adresa trvalého pobytu autora práce: Podolská 88, 74741 Hradec nad Moravicí

Poděkování

Zde bych rád poděkoval především vedoucí této bakalářské práce Ing. Miladě Hlaváčkové, Ph.D., za její odborné rady a také za to, že mi umožnila podílet se na této zajímavé práci. Dále chci poděkovat Josefu Nedabýlkovi, Ing. Břetislavu Otáhalovi a prof. Ing. Petru Horylovi, CSc., dr.h.c., za jejich ochotnou spolupráci a konzultace v rámci zpracování tohoto tématu.

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

STARECZEK D. *Výroba, montáž a ověření funkčnosti prototypu mechanického fantomu simulace pohybu ozařovaného nádorového ložiska*: bakalářská práce. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra aplikované mechaniky, 2018, 51 s. Vedoucí práce Ing. Milada Hlaváčková Ph.D.

V této bakalářské je sestaven prototyp mechanického fantomu na základě dříve zpracovaného návrhu z bakalářské práce [1]. Sestavený prototyp je následně testován ve spolupráci s lékaři a radiofyziky z onkologického centra ve Fakultní nemocnici v Ostravě.

ANNOTATION OF BACHELOR THESIS

STARECZEK D. *Production, Assembly and Verification of the Prototype of the Mechanical Phantom of the Simulated Movement of the Irradiated Tumor Bearing: Bachelor Thesis*. Ostrava: VŠB – Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Applied Mechanics, 2018, 51 p. Head of thesis: Ing. Milada Hlaváčková Ph.D.

In this bachelor thesis is assembled prototype of mechanical phantom, based on earlier invented concept [1]. The assembled prototype is then tested in cooperation with a doctors and radiophysicist at the oncology center of the Hospital in Ostrava.

OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	RADIOTERAPIE	10
2.1	Historie radioterapie.....	10
2.2	Radioterapie kolem nás	10
2.3	Možnosti léčby rakoviny.....	11
2.3.1	Radioterapeutické přístroje	11
2.3.1.1	Verifikační systémy	11
2.3.1.2	Radioterapeutické simulátory.....	11
2.3.1.3	Ozařovače.....	12
2.3.1.3.1	Kobaltové ozařovače	12
2.3.1.3.2	Cesiové ozařovače	12
2.3.1.3.3	Rentgenové ozařovače.....	12
2.3.1.3.4	Gama nůž.....	13
2.3.1.3.5	CyberKnife (Kybernetický nůž)	13
3	PROSTATA.....	15
3.1	Anatomie prostaty	15
3.2	Rakovina prostaty.....	16
3.3	Pohyby prostaty.....	16
3.4	Léčba rakoviny prostaty	20
4	FANTOMY	21
4.1	Návrh mechanického fantomu	23
4.1.1	Vodní, kloubový mechanismus.....	23
4.1.2	Vodní kloubový mechanismus se dvěma táhly.....	24
4.1.3	Mechanismus s lineárním táhlem a rotační tyčí.....	25

5	3D TISK.....	26
5.1	Princip 3D tisku.....	26
5.2	Technologie 3D tisku	26
5.3	Využití 3D tisku	29
5.4	Výhody a nevýhody	30
6	VLASTNÍ VÝROBA A MONTÁŽ FANTOMU.....	32
7	PEVNOSTNÍ ANALÝZA TÁHLA.....	38
8	TESTOVÁNÍ FANTOMU	43
9	NÁVRH KONSTRUKČNÍCH ÚPRAV PŘÍSTROJE	45
9.1	Změna velikosti šroubů	45
9.2	Spojení rotační tyče.....	45
9.3	Vyplnění voskem	46
9.4	Zpevnění ojnice	46
9.5	Řezačka fotosenzitivních filmů.....	47
10	ZÁVĚR	48
11	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	49
12	SEZNAM PŘÍLOH.....	50

1 Úvod

Tato bakalářská práce se zaměřuje na výrobu mechanického fantomu a jeho testování, na základě dřívějšího návrhu v bakalářské práci nazvané: *Mechanický fantom simulace pohybu ozařovaného ložiska pro radiochirurgii* [3]. Po vlastní výrobě a montáži mechanického fantomu následovala fáze testování. Toto testování probíhalo ve Fakultní nemocnici v Ostravě, na onkologickém oddělení. Mechanický fantom je sestaven za účelem zkoumání nejefektivnějšího uspořádání zlatých zrn. Tato zrna slouží k přesnějšímu zaměření léčby rakovinného onemocnění prostaty, na jejíž léčbu je tato práce zaměřena. Testování probíhat na ozařovacím přístroji Cyber Knife. Tento stroj má několik výhod oproti ostatním ozařovacím přístrojům. Jednou z těchto výhod je schopnost sledovat pohyb ozařovaného orgánu a tím je umožněno přesnější dodávání ionizujícího záření do postižené tkáně. Výsledky a postupy testování jsou zkoumány v samostatné kapitole této práce.

2 Radioterapie

2.1 Historie radioterapie

Wilhelm Conrad Röntgen dne 8. listopadu 1895 při práci s vakuovou trubicí pro jeho studium vlastností katodových paprsků, objevil paprsky X. Toto byl začátek pro řadu dalších objevů. Tyto objevy způsobily změnu tehdejšího náhledu na hmotu a energii. Zanedlouho od tohoto objevu se zjistilo, že lze toto dříve neznámé záření použít i k léčebným účelům. Radioterapie se řadí mezi nejmladší lékařskou disciplínu. Kromě objevení paprsků X je nutno připomenout na objev radia (26. prosince 1898) a polonia (18. července 1898) polskou chemičkou Marií Curie-Sklodowskou. Její objevy přímo navazovaly na objev přirozené radioaktivity francouzským fyzikem A. H. Becquerelem (5. března 1896). V Čechách se první využití radioaktivity pro lékařské účely datuje do roku 1906, kdy po zatopení uranového dolu (1896) vznikly v Jáchymově lázně využívající k léčbě ionizujícího záření a rozpadový produkt radia tedy radon. V těchto termálních lázních se léčily hlavně choroby pohybového aparátu. Co se týče organizované léčby nádorů, tato dostala se u nás do povědomí ve 20. století. Jedním z důvodu bylo založení „Spolku pro zřízení a udržování sanatoria pro choré zhoubnými novotvary, zvláště rakovinou“ roku 1905. Největší zásluhu na založení této instituce má pražský lékař MUDr. Josef Skalička. Poprvé bylo radium použito k léčbě prof. Jedličkou roku 1902. Toto radium, které tehdy objednal z Německa, bylo vyrobeno z českého smolince (v té době nejčastěji používaného zdroje radia, např.: pro pokusy Marie Curie-Sklodowské). Radium bylo v té době velmi cenné, pro představu 42 mg Ra stálo okolo 462 000 korun. Vývoj radioterapie byl, je a bude možný jen při spolupráci vědeckovýzkumných středisek a nemocnic.

2.2 Radioterapie kolem nás

V současnosti slouží radiační onkologie, jak se tento obor nazývá, k léčbě nádorových i nenádorových onemocnění pomocí ionizujícího záření. Součástí tohoto oboru je také systémová protinádorová léčba, sledování pacientů po léčbě a vyhledávání přednádorových stavů a jejich pozorování. Rakovina zapříčiní v České republice více než pětinu všech úmrtí. V průběhu života onemocní zhoubným nádorem téměř třetina obyvatel. Co se týče úspěšnosti léčby je to u dospělých 50% a u dětí přesahuje úspěšnost

70%. Do inventáře léčebných metod patří chirurgie, hormonální terapie, brachyterapie, cytostatická chemoterapie, bioterapie a v neposlední řadě stereotaktická radiochirurgie.

2.3 Možnosti léčby rakoviny

Pokud jde o chirurgický zákrok, je jím vyléčeno 22% všech onkologických pacientů, další v pořadí je radioterapie, pomocí které je vyléčeno 18% pacientů. Za pomoci léčby chemoterapií je vyléčeno 5% pacientů. Ve většině případů probíhá léčba kombinací některých z těchto lékařských metod. V dnešní době patří radioterapie mezi nejefektivnější nechirurgické léčebné metody.

2.3.1 Radioterapeutické přístroje

2.3.1.1 Verifikační systémy

Tyto systémy jsou nepostradatelnou součástí moderní radioterapie. Jsou to softwarová zařízení, která nám umožňují přenos dat mezi používanými komponentami při procesu ozařování. Můžeme například navzájem propojit plánovací systém, simulátor a lineární urychlovač a další potřebné komponenty. Verifikační systém nám tedy zajišťuje bezpečnost a kvalitu provozu, provádí kontrolu nastavení a správnost zadávání nejrůznějších parametrů. Při zajišťování kvality se v radiační onkologii nejvíce hledí na funkci a kalibraci přístrojů, ozařovací techniky, dozimetrii, dokumentaci a léčebné protokoly.[7]

2.3.1.2 Radioterapeutické simulátory

Tyto simulátory jsou využívány k zaměření cílového objemu v těle pacienta za užití posuvů a rotačních os tohoto přístroje - simulátoru. Po správném zaměření cílového objemu je možné realizovat ozáření dávkou, kterou předepsal lékař a současně tím zabezpečit minimální zatížení radiací zdravých tkání a nepřekročení dávky v orgánech které jsou kritické. Lékařem navržený ozařovací postup musí být opětovně ověřen simulátorem, včetně užitých pomůcek a dalšího příslušenství jako jsou držáky, kompenzátory, stínící bloky apod. Simulátor je velmi složité zařízení a musí disponovat použitelností pro simulaci ozáření na ozařovačích různých typů a výrobců.

2.3.1.3 Ozařovače

Ozařovači jsou nazývány ty přístroje, které užívají radioaktivní záření k léčbě nádorů. Zdroje tohoto záření se liší u každého přístroje, v této kapitole si uvedeme ty pro nás nejpodstatnější.

2.3.1.3.1 Kobaltové ozařovače

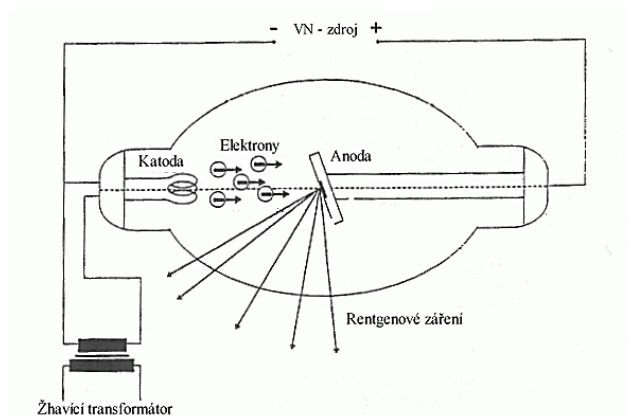
Kobaltové ozařovače jsou určeny k léčbě za použití záření gama, konkrétně k zevnímu ozařování. Zdroj záření tohoto ozařovače je radioaktivní ^{60}Co . Tento ozařovač se v dnešní době hojně využívá.

2.3.1.3.2 Cesiové ozařovače

Jejich používání není v dnešní době již tak časté. Stejně jako kobaltové ozařovače slouží cesiové ozařovače k ozařování tumorů nacházejících se na povrchu lidského těla nebo těsně pod povrchem kůže. U tohoto ozařovače je zdrojem záření cesium ^{137}Cs . Cesium je uloženo ve schránce cesiového ozařovače, z této schránky téměř neuniká ionizující záření. Během ozařovacího procesu se přesune cesium směrem k otvoru, ze kterého ionizující záření pronikne přímo k pacientovi.

2.3.1.3.3 Rentgenové ozařovače

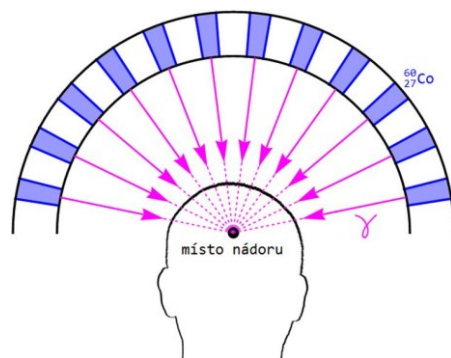
Rentgenové ozařovače je možno označit za nástupce cesiových ozařovačů. Stejně jako dříve zmíněné ozařovače i rentgenové ozařovače slouží k vnějšímu ozařování nádorů, především kožních. Zdroj záření zde zajišťuje rentgenka. Rentgenka neboli rentgenová lampa je trubice obsahující vakuum. Pomocí žhavené katody se produkují elektrony, ty jsou urychlovány a dopadají na anodu, tím vytvoří rentgenové záření.



Obr. 2.1 – Princip rentgenky [2]

2.3.1.3.4 Gama nůž

Gama nůž je používán pro ozařování tumorů nacházejících se v oblasti mozku. U tohoto přístroje je zdrojem záření izotop kobaltu ^{60}Co . Zdroj gama záření se skládá celkem z 201 jednotlivých paprsků, které jsou uspořádány tak, že ohnisko paprsků je právě ve středu ozařovaného objemu, tedy nádoru. Ve způsobu ozařování také tkví velká výhoda tohoto přístroje. Zdravou tkáň zasáhne pouze malé množství záření, neboť ji projdou pouze jednotlivé paprsky. Ohniskem pak projde všech 201 paprsků a tím se docílí maximální reakce postižené tkáně a minimální reakce zdravé tkáně na záření. [2]



Obr. 2.2 - Princip ozařování gama nožem

2.3.1.3.5 CyberKnife (Kybernetický nůž)



Obr. 2.3 – CyberKnife [6]

Kybernetický nůž je možno použít pro léčbu nádorů nejen v mozku jako to bylo u gama nože, ale i ve zbytku těla. Jde například o menší nádory plic, slinivky, jater, páteře a také prostaty. Při ozařování pomocí kybernetického nože je postup velmi podobný, jako u gama nože. Rozdíl je v tom, že CyberKnife má pouze jeden zdroj záření. Ozařování je tedy

realizováno z několika různých pozic. Jednotlivé dávky se pak opět budou protínat v místě nádoru, tedy v ohnisku. Tím se opět zamezí reakci zdravé tkáně na ozáření. Přístroj je schopen natočit se do jakékoliv pozice díky otočnému robotickému ramenu. Pro ozařování u nádoru prostaty je potřeba až 250 těchto pozic (dávek). U nádoru v mozkové oblasti je to okolo 70. Cíl záření, tedy ohnisko, je umístěno do středu postiženého objemu. Zde je nutno dosáhnout nejintenzivnějšího ozařování. Velkou výhodou v porovnání s ostatními přístroji je velká přesnost tohoto zařízení. Rovněž je CyberKnife schopen v reálném čase sledovat a reagovat na pohyby ozařovaného ložiska. Díky vysoké přesnosti je schopen lékař aplikovat větší dávky záření a tím podstatně snížit dobu léčby.

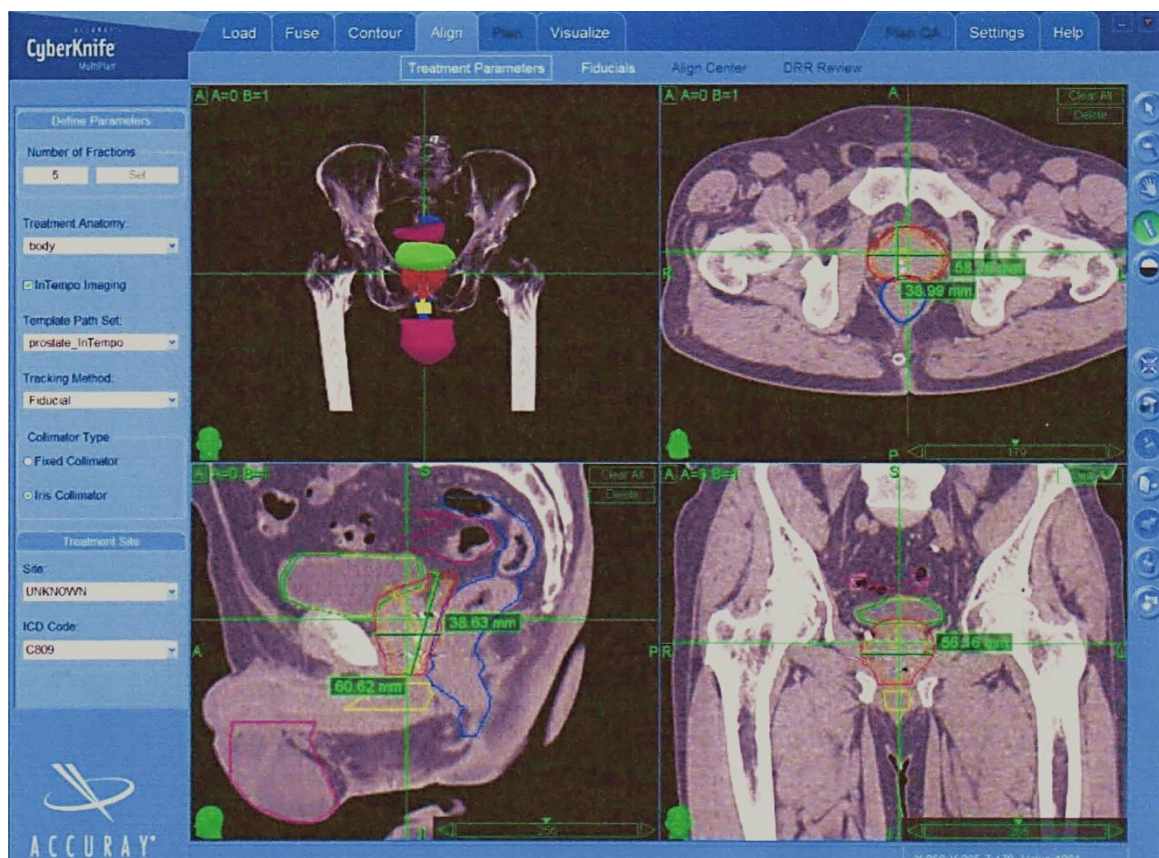
Tento přístroj je velmi unikátní, jediný CyberKnife ve střední a východní Evropě je momentálně pouze ve Fakultní nemocnici v Ostravě, dále také v Polsku a v Maďarsku. Nově se k ní přidá také Praha. U přístroje se odhaduje, že bude schopen ošetřit okolo 250 pacientů ročně, nicméně v Ostravě léčí až 600 pacientů ročně. Pořizovací cena přístroje se pohybuje kolem 200 milionů korun. [6]

3 Prostata

Prostata nebo také předstojná žláza je součást rozmnožovací soustavy u mužů. Prostata je tzv. přídatná pohlavní žláza, což je termín, kterým označujeme žlázy související se samčím reprodukčním traktem u savců.

3.1 Anatomie prostaty

Velikostí (asi 4cm) a tvarem můžeme prostatu přirovnat ke kaštanu. Prostata se nachází mezi bulbouretální žlázou. Předstojnou žlázou prochází první část močové trubice. V těsné blízkosti prostaty se nachází některé, pro léčbu kritické orgány. Těmto orgánům se musí záření při terapii ionizujícím zářením paprsky vyhnout. Pokud by byly tyto orgány ozářeny, hrozí narušení struktury těchto orgánů, nebo porucha jejich funkčnosti. Mezi tyto kritické orgány patří močový měchýř (vesica urinaria), esovitá klička tlustého střeva (colon sigmoideum), bulbus pyje a konečník (rectum).



Obr. 3.1 - CT snímek dutiny břišní s vyznačenou prostatou a kritickými orgány

3.2 Rakovina prostaty

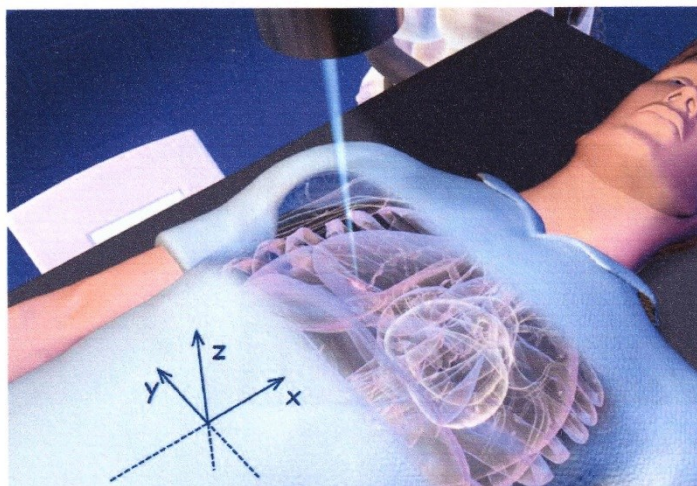
Pokud vezmeme v úvahu globální statistiky, tak rakovina prostaty je hned po rakovině plic nejčastěji diagnostikovaná rakovina. Co se týče úmrtnosti, je to v pořadí šestá hlavní příčina úmrtí u mužů.

Nejčastější léčba této nemoci je pomocí radioterapie. Jedním z odvětví je pak stereotaktická radiochirurgie. Tato metoda je podle dostupných výsledků a zdrojů hodnocena jako bezpečná a účinná alternativa radiochirurgie, kde se užívá konvenčního vnějšího paprsku a brachyterapie. Tato metoda je velmi nákladově efektivní a přitom s velmi krátkou dobou léčby v porovnání s ostatními radioterapeutickými metodami.

Vzhledem že v roce 2013 přibylo pouze ve Velké Británii denně 130 případů diagnózy rakoviny prostaty, je léčba a řešení tohoto problému velkou výzvou pro systémy zdravotní péče i farmacie. [4]

3.3 Pohyby prostaty

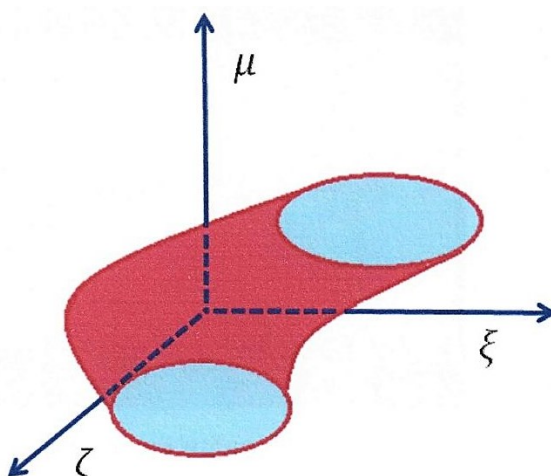
Prostata koná dva základní pohyby, a to je translační a rotační. Pro tyto pohyby se během návrhu fantomu zavádí souřadné systémy. Tyto souřadné systémy napomáhají k lepšímu matematickému popisu pohybu jednotlivých orgánů a pohybu prostaty.



Obr. 3.2 – Globální souřadnicový systém člověka [6]

Posuvný pohyb koná prostata ve směru osy trupu těla pacienta. V globálním souřadnicovém systému je to pohyb rovnoběžně s osou x (obr. 3.2). Rotace prostaty

probíhá kolem osy, jež je rovnoběžná s normálovým vektorem sagitální roviny lidského těla. Tato osa také zároveň prochází středem prostaty. Kombinací obou těchto pohybů vzniká obecný rovinný pohyb.



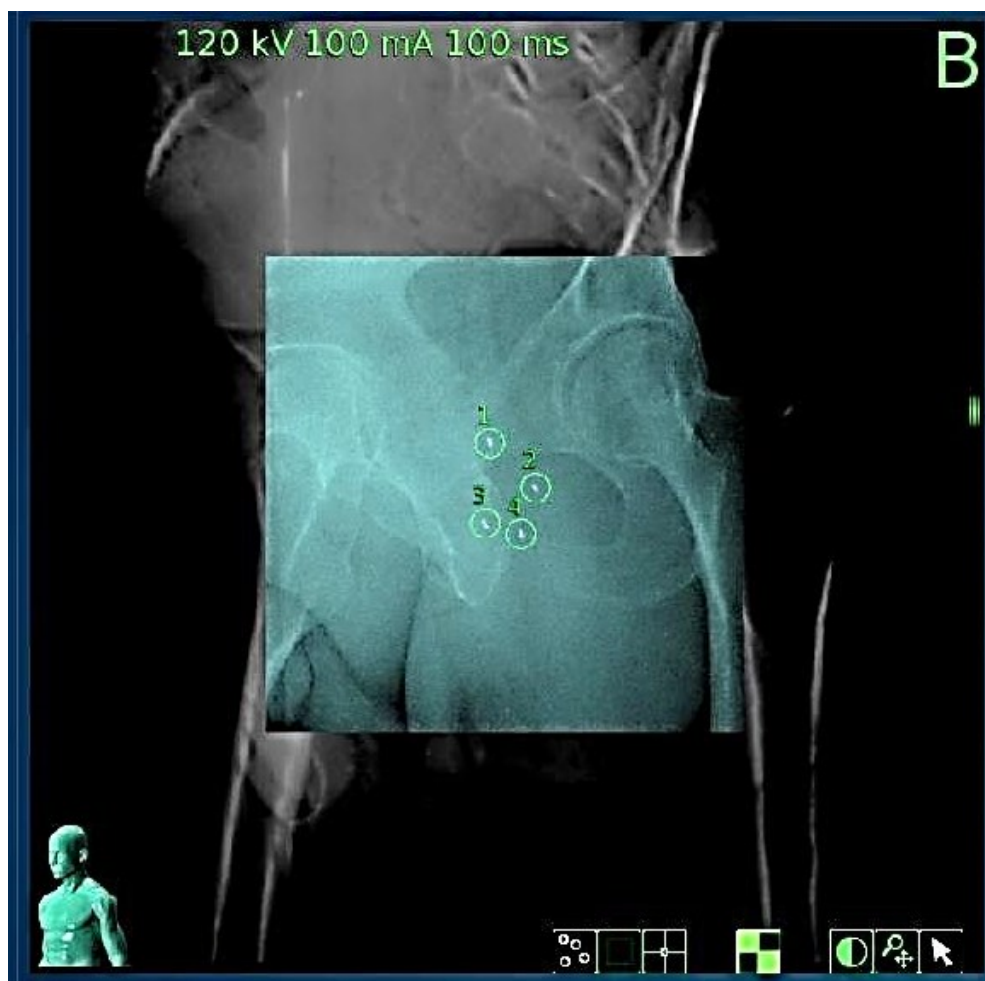
Obr. 3.3 – Souřadný tělesový systém prostaty

Po získání informací o pohybu prostaty je důležité umět tyto pohyb kvantifikovat. V našem případě je k tomu využít CyberKnife. Ten je schopen získat data o velikosti posuvů a natočení prostaty.

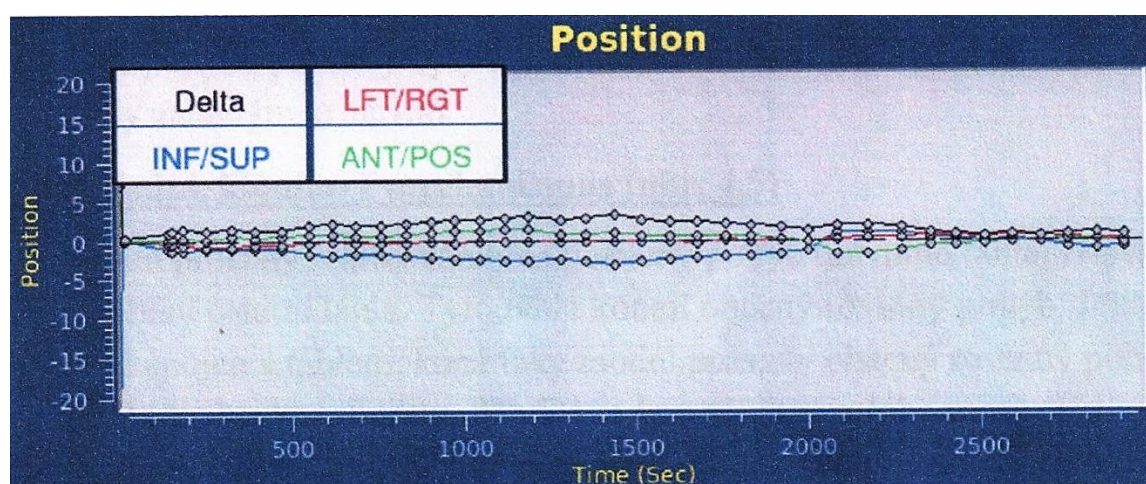
Aby však byl přístroj schopen zaznamenat tato data, musí umět odlišit prostatu od ostatních orgánů. Pro tento účel se do těla pacienta zavádějí zlatá zrna. Tato zrna se aplikují pod ultrazvukovou nebo také CT kontrolou. Během této procedury je pacient v narkóze.

Po takto provedené aplikaci je stroj schopen zaměřit si zlatá zrna a tak během ozařování sledovat pohyby prostaty v reálném čase.

Na získaných grafech (obr. 3.5 a obr. 3.6) je vidět, jak se těžiště prostaty během ozařování pohybuje.

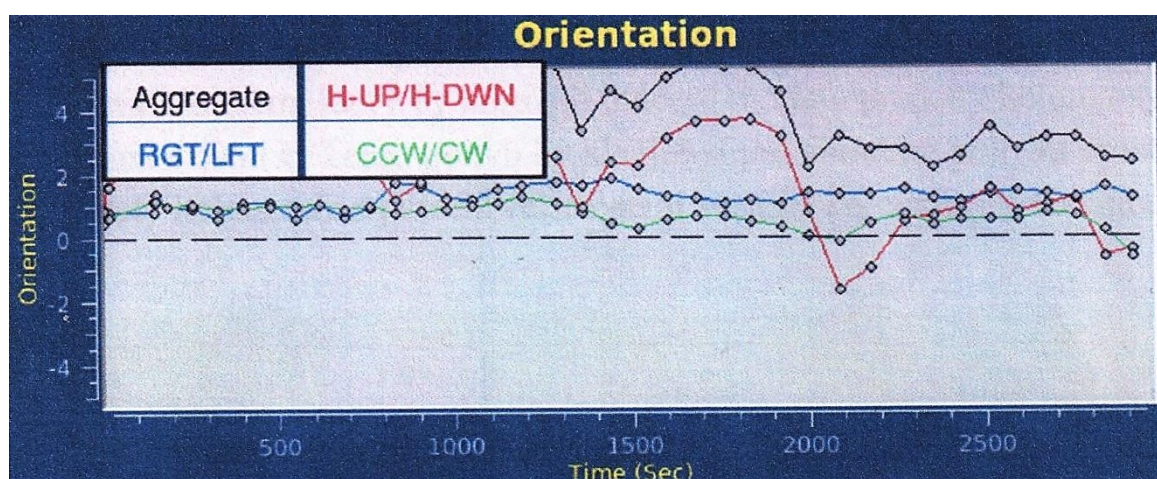


Obr. 3.4 – Zaznačení zlatých zrn radiofyzikem



Obr. 3.5 – Graf udávající změnu polohy zlatých zrn v závislosti na čase

V grafu Position (obr. 3.5) jsou vyznačeny čtyři křivky. Modrá křivka v tomto případě znázorňuje pohyb těžiště prostaty Inferior/Superior (INF/SUP), což značí pohyb prostaty ve směru od nohou k hlavě, tedy v ose X v globálním souřadném systému (obr. 3.2). Další křivka, která je označena červenou barvou udává pohyb ve směru Left/Right . Je to pohyb po ose Y v globálním souřadnicovém systému, konkrétně od levé ruky k pravé. Zelenou křivkou je dán pohyb zrn ve směru Anterior/Posterior (ANT/POS), který znamená pohyb od zad směrem k břichu. V globálním souřadnicovém systému je to pohyb konán v ose Z. Absolutní translační pohyb prostaty, je značen křivkou se žlutou barvou



Obr. 3.6 – Graf udávající změnu natočení zlatých zrn v závislosti na čase

V grafu Orientation (obr. 3.6) jsou rovněž vyznačeny čtyři křivky. Červenou barvou je znázorněna orientace H-Up/H-Down , kterou je myšlena rotace kolem osy Y v globálním souřadnicovém systému. Modrá křivka značí orientaci Right/Left, která udává rotaci kolem osy X. CCW/CW rotaci znázorňuje zelená křivka, značí tedy rotaci kolem osy Z. Žlutou křivkou je znázorněna absolutní rotace

Z těchto grafů se na základě spolupráce s fyziky a lékaři z Fakultní nemocnice v Ostravě stanovily vyhovující hodnoty posuvu a rotace pro výrobu fantomu. Další translační pohyby a rotace nejsou v našem případě tak význačné a proto jsou ve výsledném návrhu fantomu tyto pohyby zanedbány.

Dostačující rotace modelu prostaty určena v rozsahu od -15° do $+15^\circ$ kolem osy μ v tělesovém systému prostaty. Osa μ je přitom rovnoběžná s osou Y, v globálním souřadnicovém systému.

Translační pohyb se bude pohybovat v rozsahu od -10 mm do 10 mm. Pohyb bude probíhat ve směru osy X globálního souřadnicového systému.

3.4 Léčba rakoviny prostaty

Jak je uvedeno v dřívější kapitole, CyberKnife sleduje pohyby prostaty v reálném čase. Sledování v reálném čase přináší velké výhody při léčbě. Především se automaticky mění ozařovaná oblast a tím se zmírní poškození ostatních orgánů vlivem radiačního záření. To zefektivňuje léčbu, a přispívá ke komfortu pacienta.

Před zahájením léčby musí pacient podstoupit vyšetření na plánovacím výpočetním tomografu (CT). Snímky z CT umožní lékařům zobrazit vnitřní anatomii těla pacienta. Jednotlivými řezy se určuje velikost a tvar ozařovaného ložiska. Ložisko zahrnuje tumor a jeho nejbližší okolí. Taktéž se určí poloha, ve které bude pacient ozařován, a je potřeba jej v této poloze zafixovat. Je nutné, aby bylo možné tuto polohu opakovaně a přesně napodobit při každém následném ozařování. V některých případech je nutné před tím než pořízením plánu CT, vytvořit speciální fixační pomůcky pro pacienta. Tyto fixační pomůcky zvyšují preciznost léčby (např. zavedení kontrastních značek u nádoru prostaty nebo fixační masky pokud se jedná o nádor v oblasti hlavy).

Po nadefinování cílového objemu do jednotlivých CT řezů se pomocí počítačového softwaru vypracuje ozařovací plán. Ozařovacím plánem se definuje počet ozařovacích polí, velikost svazku a intenzita jednotlivých polí. V ozařovacím plánu lékař rovněž určí bezpečnostní lem a označí kritické orgány.

V další části je pacient uložen na tzv. simulátor. Simulátor je přístroj napodobující chování ozařovače. Na simulátoru jsou na pacienta vyznačeny značky, které jsou následně použity pro přesné ustavení na ozařovači. Poté se dle ozařovacího plánu nastaví intenzita záření.

Frekvence aplikování léčebných paprsků se liší v závislosti na velikosti aplikované dávky, která je nutná k eliminaci nádorových buněk a lokality tumoru. Některá ložiska je možno ozářit najednou, v jiných případech je dávka rozdělena na 3-5 menších dávek. Ozařování může probíhat jak obden tak i denně. V žádném případě však léčba netrvá déle než 10 dní. Efekt léčby se výjimečně projevuje za několik dní, ve většině případů je to však několik týdnů nebo i měsíců. Po ukončení léčby musí pacient dále podstupovat kontrolní vyšetření na tomografu, magnetické rezonanci nebo za pomoci jiných diagnostických metod. [6]

4 Fantomy

K simulaci ozařovaného ložiska a těla pacienta nám slouží tzv. fantomy. Fantom obsahuje krychli s modelem prostaty. Model prostaty dále obsahuje válečky se zlatými zrny a fotosenzitivní filmy. Lékař může měnit uspořádání těchto zrn a pomocí fotosenzitivních filmů vyhodnotit efektivnost jejich uspořádání.

Fantomy jsou primárně určeny především pro přístroj CyberKnife. Při používání fantomů se využívá shodného postupu jako u ozařování pacienta. Fantom je nejprve uložen na desku CT, je naskenována jeho vnitřní stavba a je odeslána ji CyberKnife. Poté je fantom přemístěn na desku CyberKnife. Po vypracování a vyhodnocení ozařovacího plánu probíhá vlastní ozařování. Po dokončení ozařování následuje zhodnocení. Hodnotí se, jaká intenzita působila na ozařované ložisko a také jak velká část záření šla do blízkých tkání okolo ozařovaného ložiska. K posouzení přesnosti záření u fantomu slouží fotosenzitivní filmy, které jsou umístěny v modelu prostaty. Po ozáření těchto filmů dojde k jejich zčernání. Fantomy tedy slouží pro zpětnou vazbu a kontrolu ozařovacích plánů. Díky této zpětné vazbě jsou schopni lékaři a radiologičtí fyzici korigovat ozařovací plány u ozařování pacienta. Fantomy dělíme podle možností pohybu ozařovaných ložisek na:

- **Stacionární** – Stacionární fantomy nám neumožňují žádný pohyb ozařovaného ložiska. Dají se tedy použít u orgánů, které je možno s jistotou zafixovat. Použití nacházejí například u léčby nádoru mozku.
- **Pohyblivé** – Pohyblivé fantomy jsou schopné pohybu ozařovaného ložiska. Jsou tudíž používány pro simulaci prostaty nebo plicních nádorů. CyberKnife je sice schopen sledovat a reagovat na pohyby ozařovaných ložisek, ale orgány jako je prostata, játra nebo slinivka není schopen CyberKnife „vidět“. Je tedy nutné zajistit simulaci pohybů.

Pohyby orgánů zapříčiňují různé faktory, patří mezi ně například dýchání. Při zvětšujícím se a zmenšujícím se objemu plic se pohybují ostatní orgány v dutině břišní. Mezi další důvody patří například bití srdce, nebo změna objemu střev při jejich vyprazdňování či plnění. Dalším zdrojem pohybu může být změna objemu močového měchýře, ten při naplnění začne tlačit na okolní orgány.

Vzhledem k tomu, že orgány jsou navzájem v těsném kontaktu, změní se díky pohybu jednoho orgánu poloha ostatních orgánů. Při ozařování se tento pohyb bere jako pochyb nežádoucí, nicméně nelze těmto pohybům zabránit. V praxi se tento problém řeší tak, že lékař určí větší bezpečnostní lem kolem ozařovaného ložiska. V tomto případě se však do postižené tkáně, která je v pásmu bezpečnostního lemu, nedostane dostatek potřebného záření. Naopak do zdravé tkáně nacházející se v tomto lemu se dostane nadbytek záření. Pokud je pro ozařování použit kybernetický nůž, může být bezpečnostní lem výrazně menší. [4]

4.1 Návrh mechanického fantomu

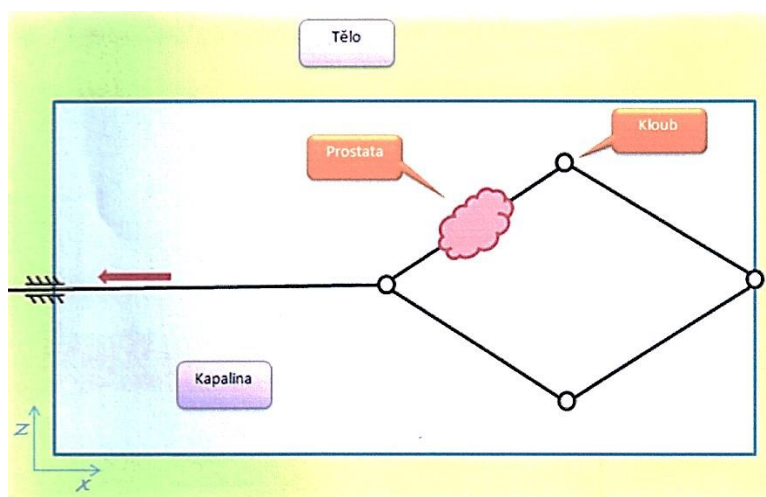
Před návrhem mechanismu mechanického fantomu bylo zhotoveno několik variant. Ty byly poté konzultovány s lékaři z Fakultní nemocnice v Ostravě a byla vybrána ta nejlépe vyhovující.

4.1.1 Vodní, kloubový mechanismus

V této variantě byl pohon zajištěn pouze posuvným pohybem hlavního táhla. Zde se přes kloub pohání hlavním táhlem ostatní táhla. Tato táhla pak konají obecný rovinný pohyb, a jelikož jsou pevně zafixovaná s modelem prostaty, koná i model prostaty obecný rovinný pohyb. Celý mechanismus je uložen ve vodě, jelikož voda má velmi podobnou hustotu, jako je hustota v břišní dutině. Rovněž zabraňuje vniknutí vzduchu k modelu prostaty. Tento mechanismus má jeden stupeň volnosti z důvodu geometrického svázání rotačního a posuvného pohybu modelu prostaty.

Výhodou této varianty je jednoduchost mechanismu a snadné řízení posuvů. Řízení posuvů probíhá za pomoci pouze jednoho motoru. Další výhodou je univerzálnost přístroje. Model prostaty zde může mít jakýkoliv tvar a být tedy přesnou kopií reálné prostaty nebo lze s malými úpravami táhel nahradit prostatu za model jiného orgánu.

Nevýhodou naopak je nesnadná demontáž mechanismu, nutnost jeho utěsnění z důvodu uložení v kapalině. Mechanismus disponuje pouze jedním stupněm volnosti, to znamená, že posuvný pohyb je svázán s pohybem rotačním.



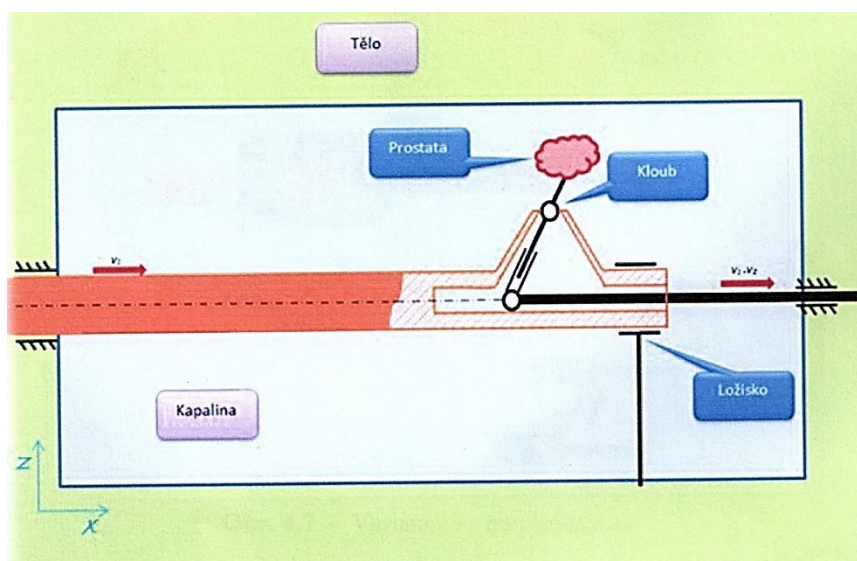
Obr. 4.1 - Vodní, kloubový mechanismus

4.1.2 Vodní kloubový mechanismus se dvěma táhly

Stejně jako v předchozí variantě, i zde jsou všechny součásti fantomu uloženy v kapalině (vodě). V tomto případě umožňuje mechanismus jak rotaci kolem osy Y, tak i posuv ve směru osy X. Také je možná jejich vzájemná kombinace (obecný rovinný pohyb). Pohyby mechanismu jsou závislé na pohybech dvou hlavních táhel. Táhla jsou poháněna přes spojku s motorem. Levé hlavní táhlo je podepřeno ložiskem a leží uvnitř dutiny břicha. V tomto táhlu je uložena kloubově tyč, která rotuje spolu s prostatou. Malé táhlo má k sobě připevněn model prostaty. Při rotaci malého táhla jeho konec stoupá a klesá a tím pádem nesmí být spojen s pravým táhlem. Z tohoto důvodu obsahuje mechanismus dutou tyč, ta umožňuje vzájemné natáčení táhla s prostatou.

Výhodou je opět univerzálnost mechanismu stejně jakou u předchozí varianty lze prostatu nahradit i jinými orgány. Model prostaty má dva stupně volnosti.

Nevýhodou je obtížné řízení posuvů, neboť jsou na sobě závislé. Dále také složitější výroba a nutnost utěsnění. Tím se pochopitelně navýší náklady na výrobu.



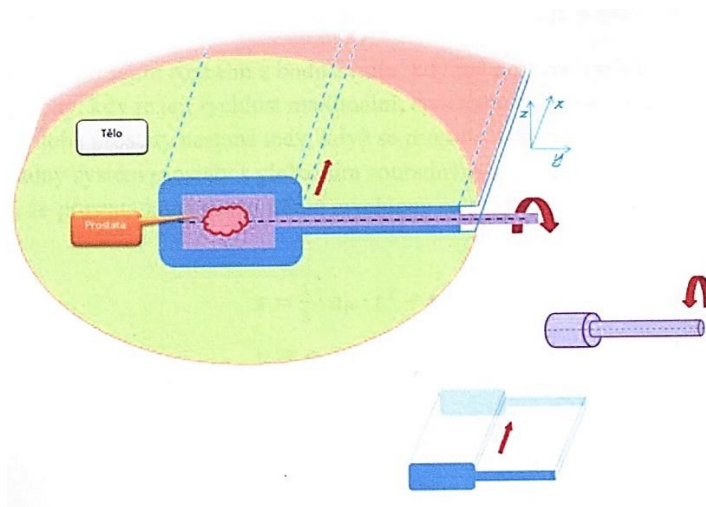
Obr. 4.2 - Vodní kloubový mechanismus se dvěma táhly

4.1.3 Mechanismus s lineárním táhlem a rotační tyčí

Posledním návrhem, který se nakonec po konzultacích s odborníky z Onkologické kliniky FN SP Ostrava, ukázal jako nejvhodnější mechanismus s lineárním táhlem a tyčí. Mechanismus je vybaven dvěma pohony. Jeden z nich pohání táhlo. Druhý pohání rotačně uloženou tyč. Ta je uložena uvnitř lineárního táhla. Model prostaty je uložen v rotační tyči. Táhlo koná posuv, čímž udělí modelu prostaty posuvný pohyb. Rotační tyč udělí modelu prostaty rotační pohyb. Pokud se současně pohybuje táhlo i rotační tyč, model prostaty vykonává obecný rovinný pohyb. V této variantě je většina součástí vyrobena z plastu o hustotě, která je blízká hustotě dutiny břišní. Model prostaty má o něco vyšší hustotu. Důvodem je požadavek na odlišení mezi jednotlivými díly.

Výhodou tohoto mechanismu je jeho jednoduchost, snadná demontáž a to, že oproti předchozím variantám, jej není nutno utěšňovat. Stejně jako předchozí varianta, má i tento model prostaty dva stupně volnosti.

Nevýhodou je obtížnější řízení rotačního pohybu tyče současně s posuvným pohybem táhla. Oproti ostatním lze tento mechanismus použít pouze k simulaci pohybu prostaty.[3]



Obr. 4.3 - Mechanismus s lineárním táhlem a rotační tyčí

Zvolený návrh tedy mechanismus s lineárním táhlem a rotační tyčí byl zpracován v rámci bakalářské práce studenta Jana Ordela v roce 2014. Na základě této bakalářské práce byla zpracována patentová přihláška. Ta byla v červnu roku 2015 přihlášena. Patent č. 306 069 byl udělen 8. 6. 2016.

5 3D Tisk

3D tisk (v anglické literatuře 3D printing) je aditivním procesem vytváření třídimenzionálních součástí technikou přidávání materiálu. Tento proces může mít spoustu podob. Některé z nich jsou zmíněny v následující kapitole. Realizace 3D tisku je v povědomí veřejnosti především využití 3D tiskáren. 3D tisk lze však provádět také pomocí technologie 3D per, kde ovšem musí počítat s výrazně menší přesností, a slouží spíše pro rychlé návrhy a modely. Jednoduše řečeno, technologii postupného vrstvení materiálu je používána tam, kde výroba nejde řešit standardními technologickými postupy, jako je například frézování nebo soustružení, apod.

5.1 Princip 3D tisku

Veškeré zařízení vyrábějící 3D modely pracují na principu rozřezání modelu do tenkých vrstev, kde tloušťka těchto vrstev závisí především na zvolené metodě tisku a na technických parametrech přístroje. Logicky zde platí, že při vyšším počtu vrstev dosáhneme vyšší přesnosti, ovšem na úkor času, jehož potřebné množství se zvyšující se přesností také roste. Po rozdělení modelu na požadovaný počet vrstev se přejde k tisku. Při tisku se materiál nanáší na základní desku. Tato deska se v závislosti na typu tiskárny buďto pohybuje nebo je nehybná. Pokud je deska pohyblivá, probíhá pohyb vždy po nanesení jedné vrstvy o výšku jedné vrstvy směrem dolů, ovšem pokud je základní deska nehybná, tak se vždy po nanesení vrstvy musí pohnout nanášecí hlavička, opět o výšku jedné vrstvy.

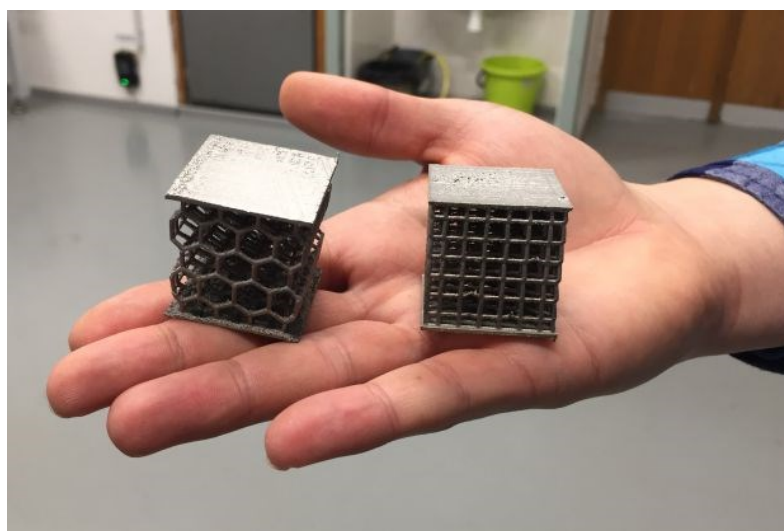
5.2 Technologie 3D tisku

Metoda *SLS (Selective Laser Sintering)* – Tato metoda spočívá v postupném zapékání práškového materiálu laserovým paprskem, nanášené vrstvy při této metodě mají tloušťku 0,1 mm.[8] Jedna z těchto tiskáren je využívána například na Vysoké škole Báňské – TUO, k tisku komponent pro formulí (obr. 5.1) nebo testování odlehčených materiálů (obr. 5.2), které mohou být poté použity například v letectví.[10] Laser speče požadovaný tvar na dané vrstvě a základní deska se posune o tloušťku jedné vrstvy a proces se opakuje. Jako materiál pro tisk touto metodou se používá kovový prášek, ten může být

z nejrůznějších ocelí, titanu ale i hliníku. Nevýhodou této technologie je velká energetická náročnost, výhodou je dobrá stabilita vyráběných součástí.



Obr. 5.1 – Vahadlo pro formuli vytištěné na 3D tiskárně [10]



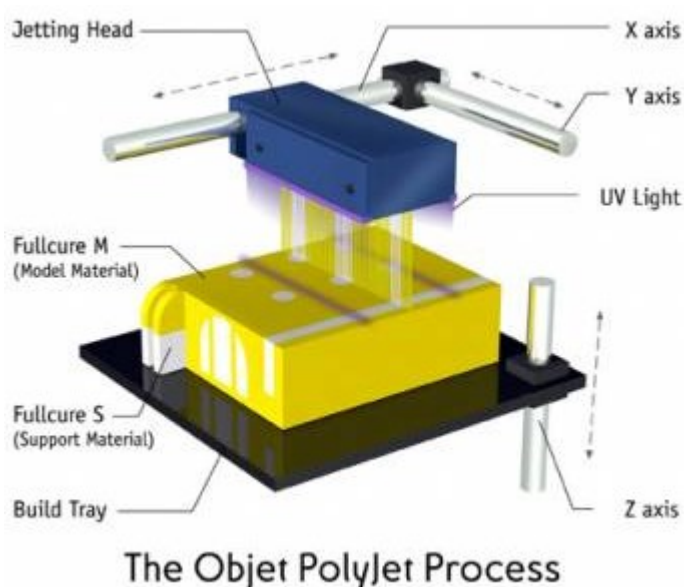
Obr. 5.2 – Příhradové struktury zhotovené na 3D tiskárně [10]

Metoda *SLA* (*Stereolitografie*) – Je nejstarší technologií, používanou již od roku 1986. Tento proces je velmi podobný metodě SLS. Rozdíl je v tom, že se místo práškového materiálu používá tekutý kompozit.

Metoda *LOM (Laminated Object Manufacturing)* – Při tomto procesu je každá vrstva nejdříve vyříznuta z plastu a následně přilepena k vrstvě předchozí, tloušťka jedné vrstvy je 0,165 mm. Výhodou této metody je velmi levný stavební materiál a velmi kvalitní povrch a přesnost. Nevýhodou jsou velké ztráty na materiálu.

Metoda *FDM (Fused Deposition Modeling)* – Tato metoda patří v současnosti k nejrozšířenější metodě. Její princip spočívá v postupném navrstvení roztaveného plastového materiálu. Materiál je nejčastěji dodáván ve formě struny, která je namotaná do cívky. Tavba materiálu probíhá v komoře a ten poté se přes trysku vytlačuje na pracovní desku.

Metoda *POLYJET MATRIX* – Při této metodě je fotopolymer vytlačen tiskovými hlavami a poté vytvrzen pomocí UV lampy. U této metody se užívá dvou materiálů. Jeden materiál je modelovací a druhý podpůrný (po dokončení procesu je odstraněn tlakovou vodou), tloušťka vrstvy je 0,016 mm. Výhodou je velmi kvalitní povrch, nevýhoda je, že životnost stavebního materiálu je cca 1 rok.



Obr. 5.3 – Princip metody POLYJET MATRIX [8]

Metoda *THERMOPLASTIC INKJET WITH MILLING* – Metoda spočívá ve vytlačování termoplastického materiálu, většinou vosku, s horním frézováním. Tato metoda je velmi přesná a je vhodná zejména pro odlévání metodou ztraceného modelu, při které se model po odlití vytaví.

Metoda *DIGITAL LIGHT PROJECTION* – Tato technologie je nejnovější a je založená na principu nasvícení fotopolymery UV projekcí modelového řezu. Výhodou je univerzálnost a nulový odpad, nevýhodou je omezená životnost materiálu. [8]

5.3 Využití 3D tisku

Teoreticky jsou možnosti 3D tisku neomezené: Vzhledem k různorodosti technik a možností použitých materiálů, je možné vyrobit téměř cokoliv. Nejčastěji se 3D tisk používá pro testování modelů před spuštěním sériové výroby, nebo při ladění jeho parametrů. Extrémním případem může být například tisk domu. Tento návrh prezentoval jako první doktor Behrokh Khoshnevis. Podle něj je možné tisknout domy za použití speciálního vláknobetonu jako materiálu pro tisk. Jeho tým již otestoval takovou stavbu v malém měřítku, nicméně pro dokončení tohoto plánu stále chybí vyřešit několik problémů, jako je přesun velkých strojů, konečná stabilita stavby a rovněž cena. [9]

Podobným případem je vytisknutí mostu v Nizozemsku (obr. 5.4), po kterém jezdí cyklisté. Jeho délka činí 8 metrů a šířka 3,5 metrů. Místo klasické stavby pomocí forem a odlívání betonu byl most vytvořen po vrstvách. Výhodou této metody je, že se betonu spotřebovalo méně než při použití klasické metody.[10]



Obr. 5.4 – Most postaven pomocí technologie 3D tisku [10]

Další zajímavou vizí pro 3D tiskárny je tisk protéz (obr. 5.5), kloubů, vnitřností (těmi je myšlena pouze jakási kostra vnitřnosti na které se poté pomocí kmenových buněk nechá vyrůst nový orgán), ale i očních protéz. Ovšem stejně jako dříve zmíněný “tisk domu“ je spousta těchto nápadů zatím ve fázi testování. [9]



Obr. 5.5 – Protéza ruky vyrobená pomocí technologie 3D tisku [9]

5.4 Výhody a nevýhody

Výhodou technologie 3D tisku je především její univerzální využití, možnost tisku součástí, při nízké ceně a bez nutnosti výroby speciálních přípravků pro výrobu. 3D tiskárnu si může doma postavit v podstatě kdokoli (tím je myšlena tiskárna pro metodu FDM, tedy tavbu plastového drátu), a provozovat ji s minimálními náklady. Nevýhodou bývá velikost pracovního prostoru, který je v naprosté většině navrhován spíše pro menší

součástí. Další problém, se kterým se můžeme setkat u tisku, je deformace výrobku vlivem chladnutí materiálu. Tento problém nastal i při konstrukci fantomu, kterým se zabývá tato práce. Jedním z řešení je materiál obrousit, pokud přebývá, což může nastat například u vnitřních průměrů, nebo vytisknout model znovu, ale s přidáním materiálu na smrštění. V případě tisku dílů fantomu byl tento problém vyřešen pouze obroušením některých součástí, které do sebe musely navzájem zapadat.

6 Vlastní výroba a montáž fantomu

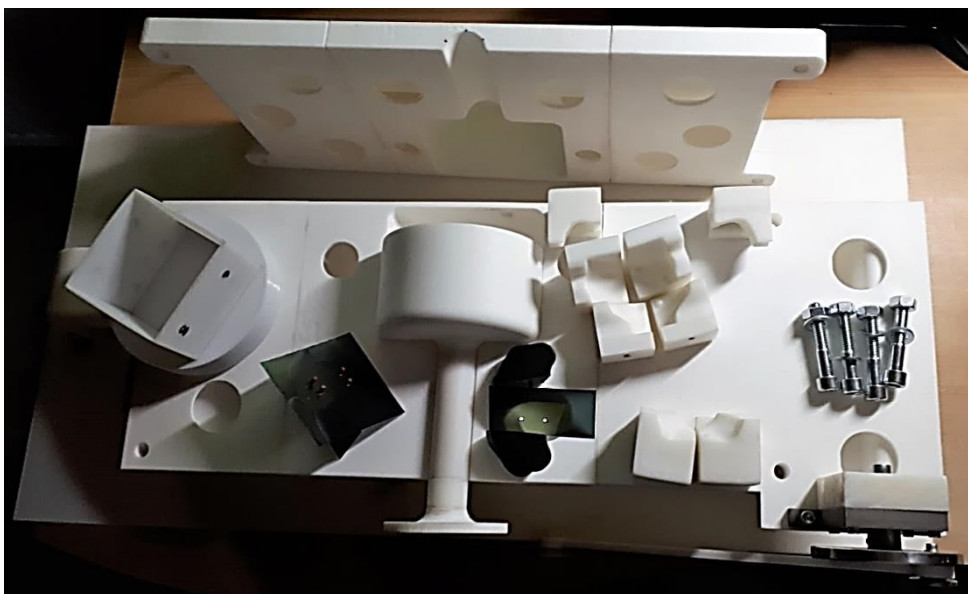
K výrobě byla zvolena varianta mechanismu s lineárním táhlem a rotační tyčí. Hlavním důvodem byla jeho snadná demontáž a také to, že jej není nutné utěšňovat. V této variantě mechanického fantomu není užíváno kapaliny, k simulaci prostředí břišní dutiny.

Výroba prototypu mechanického fantomu byla časově velmi náročná, jednou z příčin byla finanční náročnost. Cena výroby prototypu se pohybuje kolem 50 000 Kč. Další z důvodů prodloužení doby výroby a montáže byla nutnost úpravy součástí, které z důvodu nepřesností výrobních operací nemohly plnit svou funkci.

V současné době je fantom vyroben. Dle provedených testů funkčnosti fantom vyhovuje požadavkům a je možné jej využít v souladu s požadavky. Fantom je trvale umístěn na onkologickém pracovišti FNŠP a jsou postupně zajišťovány testy jeho funkčnosti z hlediska přípravy ozařovacích plánů. Tento fantom vznikl ve spolupráci s pracovníky Onkologické kliniky a pracovníky Katedry aplikované mechaniky, FS, VŠB-TUO. Klinické testy a další práce na fantomu budou probíhat ve spolupráci těchto pracovišť.

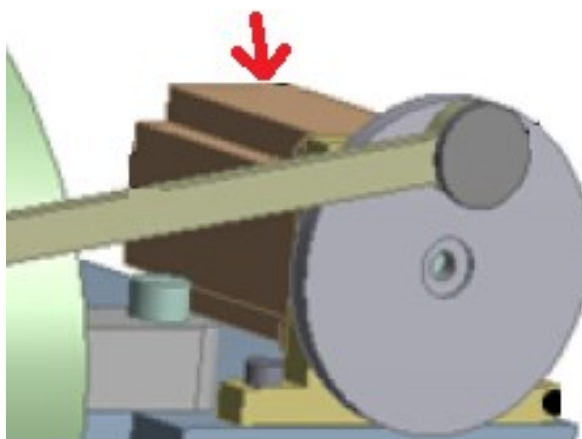
Mechanický fantom je složen celkem ze 174 dílů. Z těchto dílů největší část zabírá spojovací materiál (107 ks). Dále jsou to hlavně části, jež bylo nutno vyrobít na 3D tiskárně (42 ks). Jen samotná krychle s modelem prostaty totiž obsahuje 32 dílků. Zbývající části jsou vyrobeny z oceli 11 523. Byly vyrobeny soustružením nebo frézováním

K lepeným spojům bylo použito lepidlo značky T-REX. Výrobce lepidla uvádí, že lepidlo je schopno udržet v tahu váhu 400kg/m^2 .

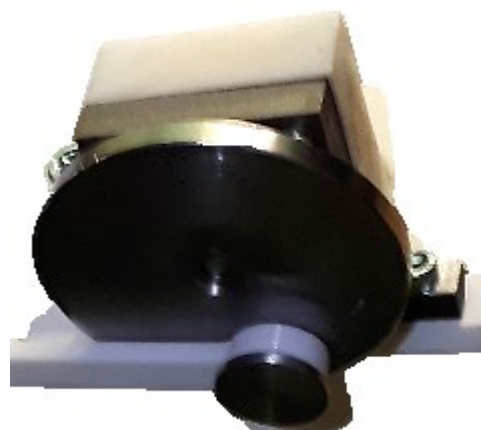


Obr. 6.1 – Částečně rozložený prototyp mechanického fantomu

Vlastní konstrukce přístroje byla navržena tak, aby jej bylo možno opakovaně demontovat a opětovně sestavit. Proto bylo nutné upravit povrch součástí tak, že do sebe zapadají bez použití velké fyzické síly. Musí se dbát také na vůli mezi jednotlivými díly. Vůle nesmí být příliš velká z důvodu přesného chodu. Při velké vůli mezi jednotlivými díly bude fantom obsahovat příliš vzduchu, což je v tomto případě nežádoucí.



Obr. 6.2 – Původní návrh rotačního pohonu



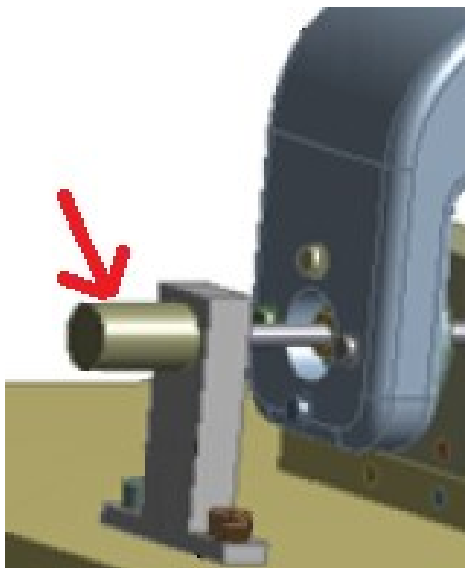
Obr. 6.3 – Upravený rotační pohon

pomocí rotačního krokového motoru

Místa, kde se nachází lineární a rotační motor, byla provizorně upravena. Úpravy umožnily řídit posuv a rotaci ručně. Tyto úpravy byly zvoleny z důvodu úspory finančních

nákladů na výrobu. Vyrobený přístroj je pouze prototypem a lze předpokládat, že po sérii měření a jejich vyhodnocení bude konstrukce přístroje částečně upravena

U upraveného rotačního pohonu lze zajistit rotaci buď imbusovým klíčem nebo ručním pootočením lícní desky, na níž je upevněna ojnice.



Obr. 6.4 – Původní návrh lineárního pohonu pomocí lineárního motoru

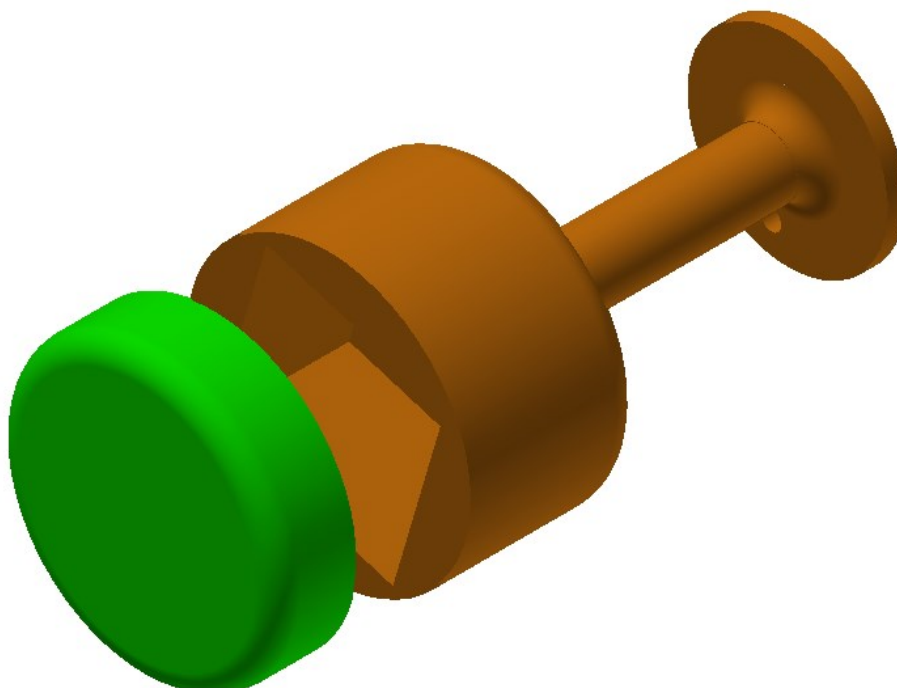


Obr. 6.5 – Upravený lineární pohon

Lineární pohyb fantomu je způsoben otáčením pohybového šroubu. Rotační šroub je možno otáčet imbusovým klíčem. Ten umožňuje jemné a přesné posouvání těla fantomu.

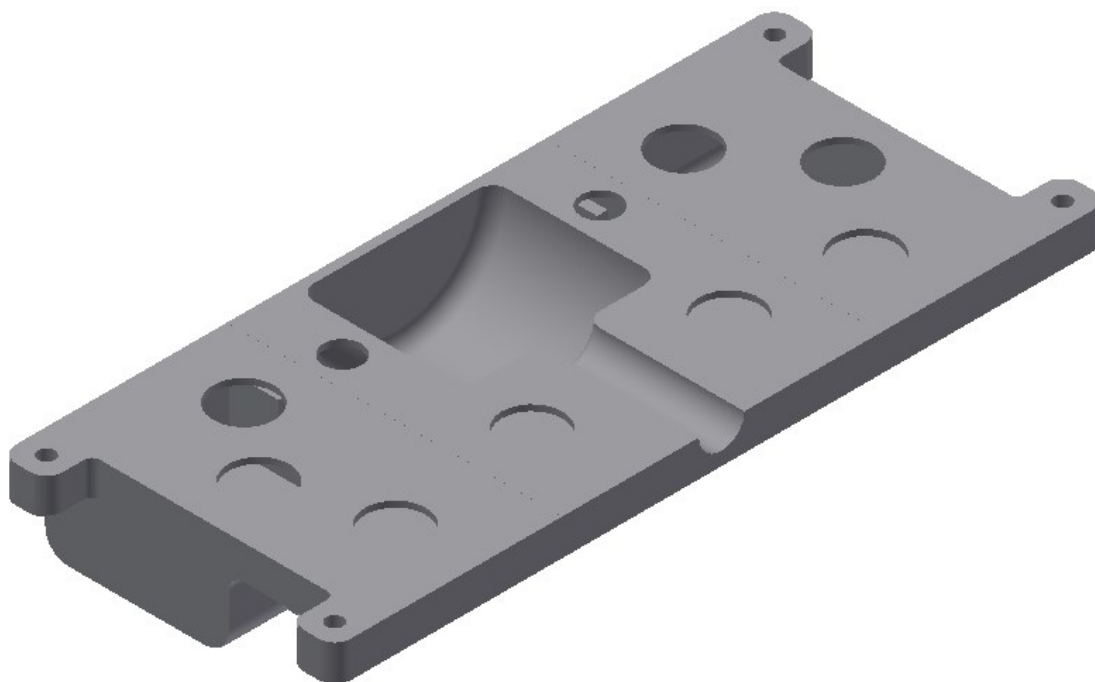
Téměř všechny plastové části bylo nutné upravit. Pro jejich úpravu bylo užito smirkového papíru, pilníku a přímé ruční brusky. Největší problémy nastaly u rotační tyče. U rotační tyče smršťování způsobilo jistou deformaci části, v níž je uložena krychle s modelem prostaty. Místo kruhového tvaru vznikl tvar elipsovité, což znemožnilo funkci fantomu.

Oprava rotační tyče byla prováděna ručně smirkovým papírem. Opakovaně bylo nutno kontrolovat zachování funkčnosti tyče. Bylo tedy nutno stále rozebírat horní a spodní lineární táhlo. Důvodem bylo to, že tyč musí být ve fantomu uložena s minimální vůlí. Jen tak se minimalizuje množství vzduchu ve fantomu.

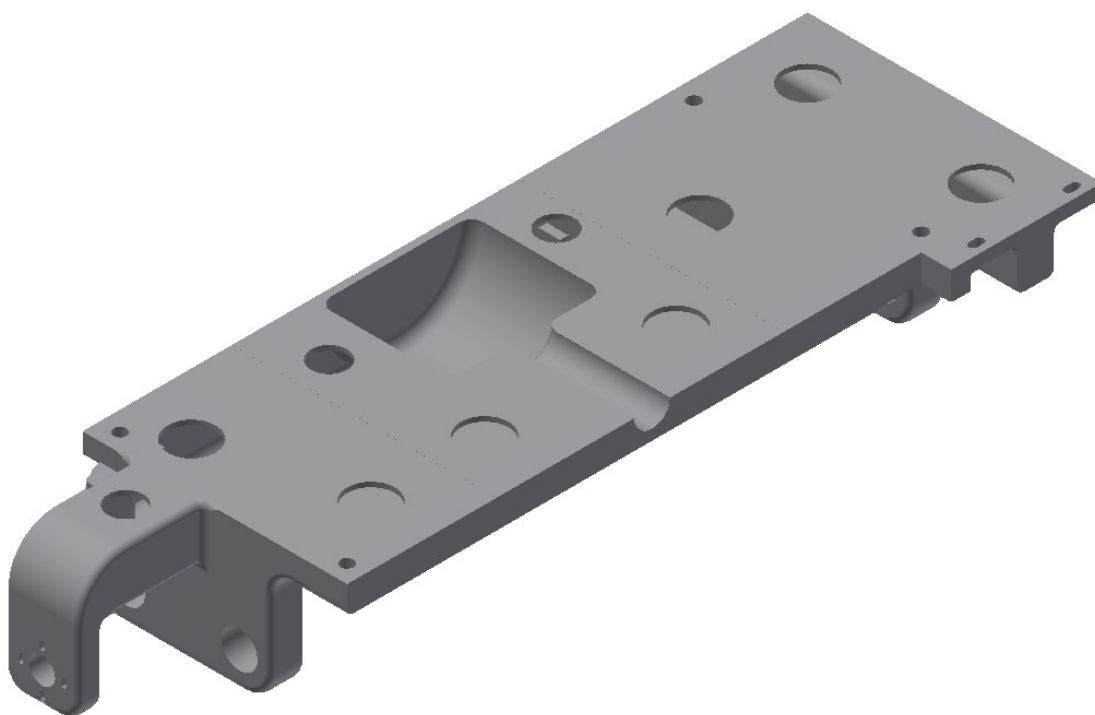


Obr. 6.6 – Horní a spodní část rotační tyče

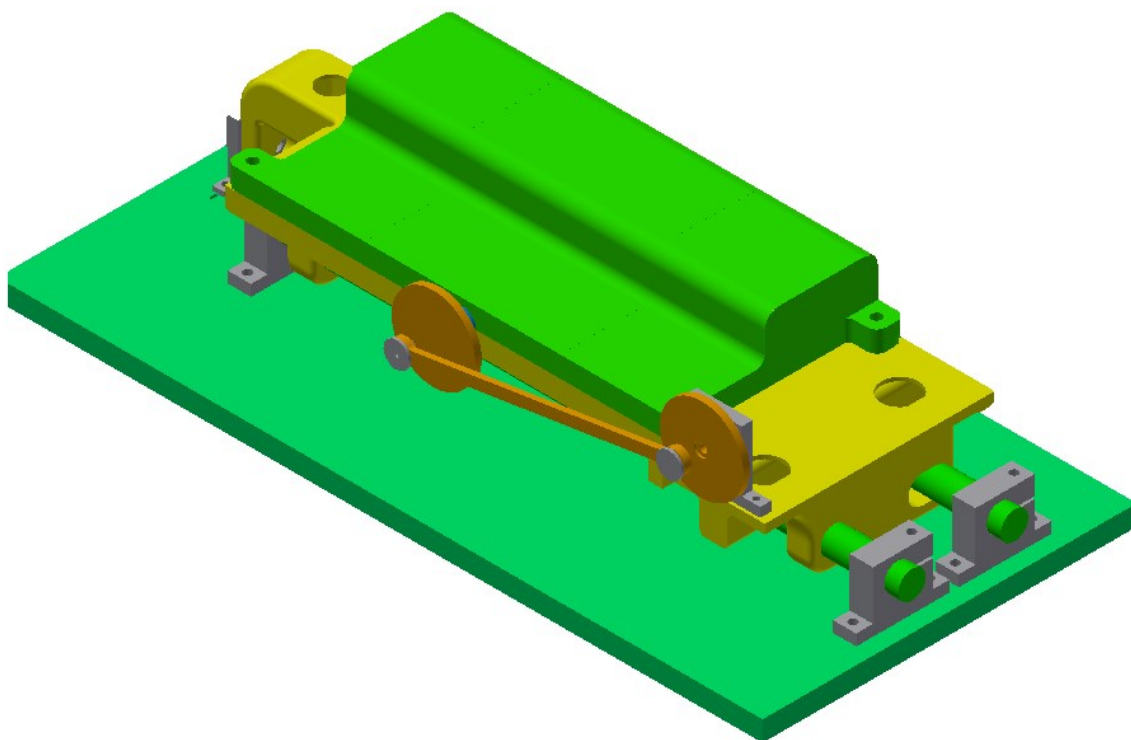
Při výrobě částí pro lineární táhlo, byly modely vytvořeny jako skořepiny. Důvodem byla úspora finančních nákladů při výrobě. Dalším důvodem je zamezení deformace výrobku při chlazení (lineární táhlo bylo rovněž vyrobeno pomocí 3D tisku). Po konzultaci s radiofyzikem z Onkologické kliniky bylo navrženo, že při dalších úpravách fantomu by se dutiny v lineárním táhle vyplnily voskem. Po vyplnění dutin voskem bude zvýšená přesnost pro simulaci. Vosk je rovněž výhodný v tom, že na rozdíl od vody nebo jiné kapaliny jej nemusíme těsnit.



Obr. 6.7 – Horní část lineárního táhla

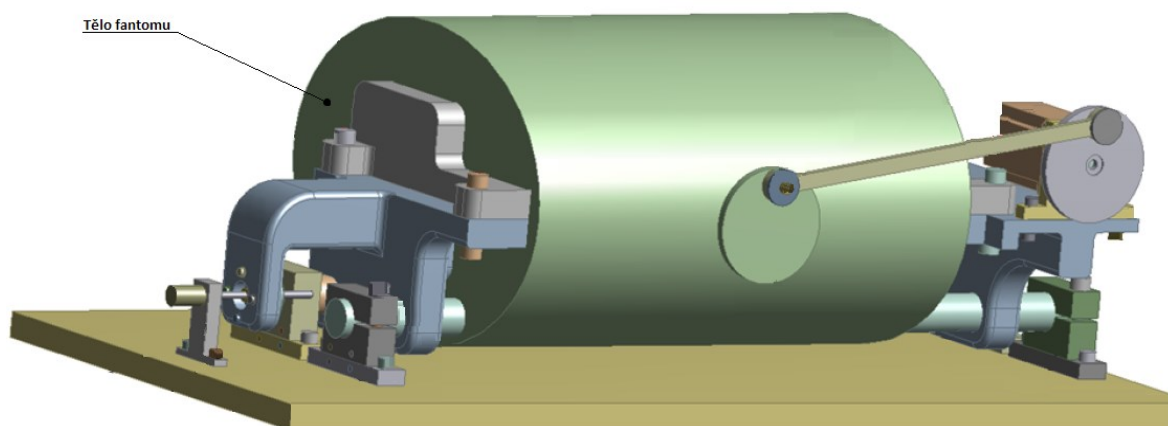


Obr. 6.8 – Spodní část lineárního táhla



Obr. 6.9 - Celková sestava mechanického fantomu (bez těla fantomu)

Návrh těla fantomu by měl být dále řešen. Tělo fantomu bude obklopovat horní a spodní část lineárního táhla (obr. 6.10). Tělo fantomu má za účel větší přiblížení se simulace ke skutečnému tělu a pohybu orgánu pacienta. Pro momentální testování není tělo fantomu nezbytně nutné.

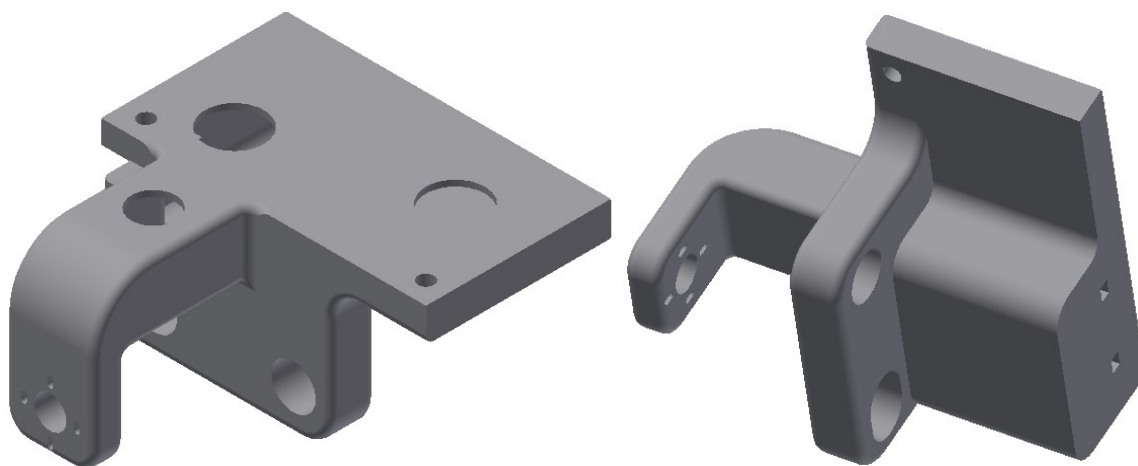


Obr. 6.10 - Celková sestava mechanického fantomu (s tělem fantomu) [3]

7 Pevnostní analýza táhla

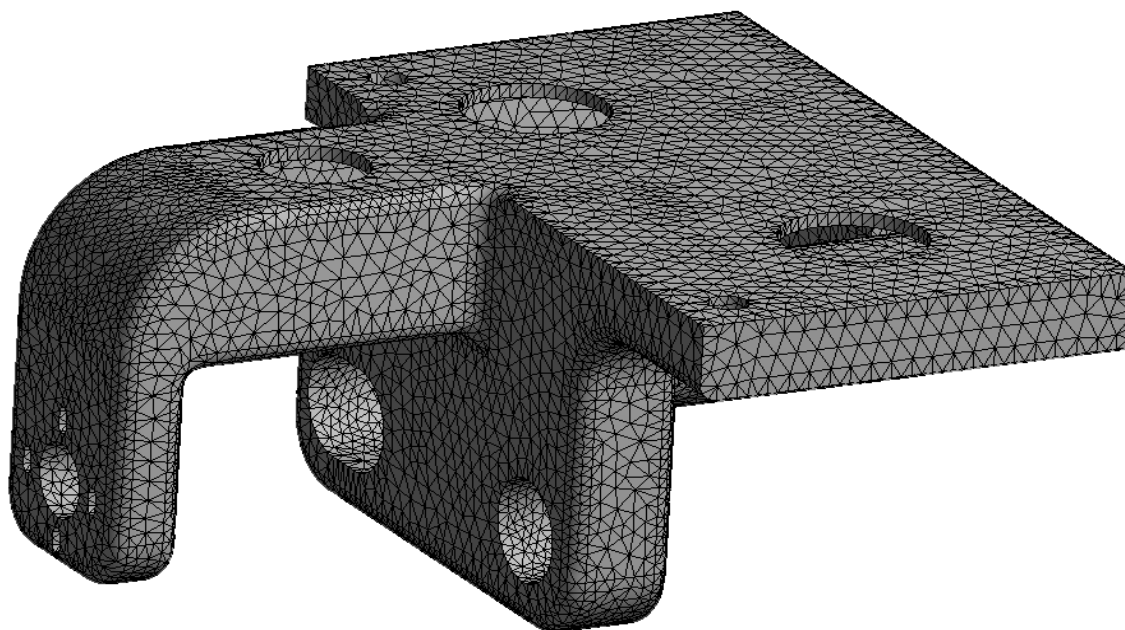
V předešlé práci [3] byla většina částí mechanického fantomu již zkontrolována pomocí výpočtů. Tato část se zaměří na kontrolu lineárního táhla. Lineární táhlo je jednou z nejvíce namáhaných částí fantomu. Vzhledem ke způsobu pohybu lineárního táhla je potřeba zkontrolovat táhlo jak v tahu, tak i ve vzpěru. Analýza byla provedena v softwaru ANSYS Workbench 18.2.

Během testování bylo experimentálně stanoveno zatížení na 95N. Zatížení bylo stanoveno odborným odhadem po konzultaci s pracovníky Onkologické kliniky. Výpočtové zatížení je zvoleno záměrně vyšší z hlediska bezpečnosti. V reálné situaci by toto zatížení nemělo nastat. Výjimkou může být případ neodborného zásahu člověka do konstrukce přístroje, například při přemisťování konstrukce fantomu.



Obr. 7.1 – Geometrický model pro MKP analýzu

Geometrický model (obr. 7.1) byl vytvořen v programu Autodesk Inventor Professional 2017. Poté byl geometrický model importován do programu ANSYS Workbench 18.2. Zde byl převeden na konečnoprvkový model (obr. 7.2), pomocí funkce “Mesh” byla vytvořena konečnoprvková síť.



Obr. 7.2 - MKP model – síť konečných prvků

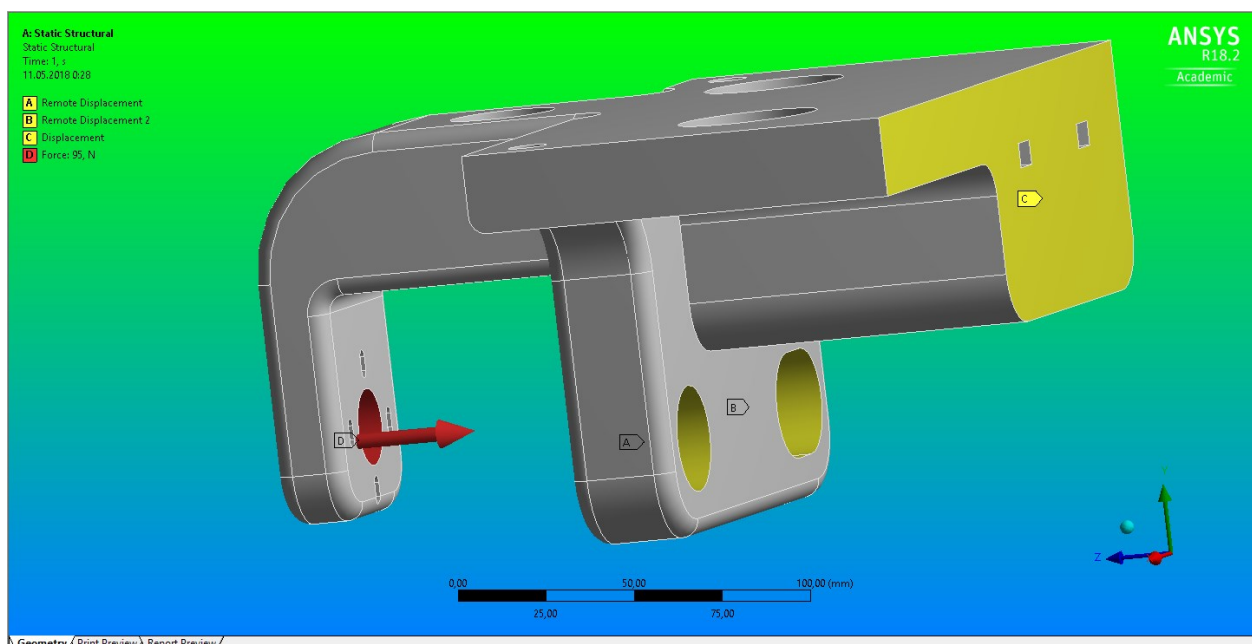
Materiál analyzovaného táhla je PA6. Tento materiál má hustotu 1130 kg/m³, Poissonovo číslo 0,3 a Youngův modul pružnosti 3000 MPa. Tyto hodnoty byly zaneseny do tabulky materiálu v programu ANSYS.

3	Density	1130	kg m ⁻³
4	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
6	Isotropic Elasticity		
7	Derive from	Young's Modulus and Poisso...	
8	Young's Modulus	3000	MPa
9	Poisson's Ratio	0,3	

Obr. 7.3 – Tabulka materiálových dat

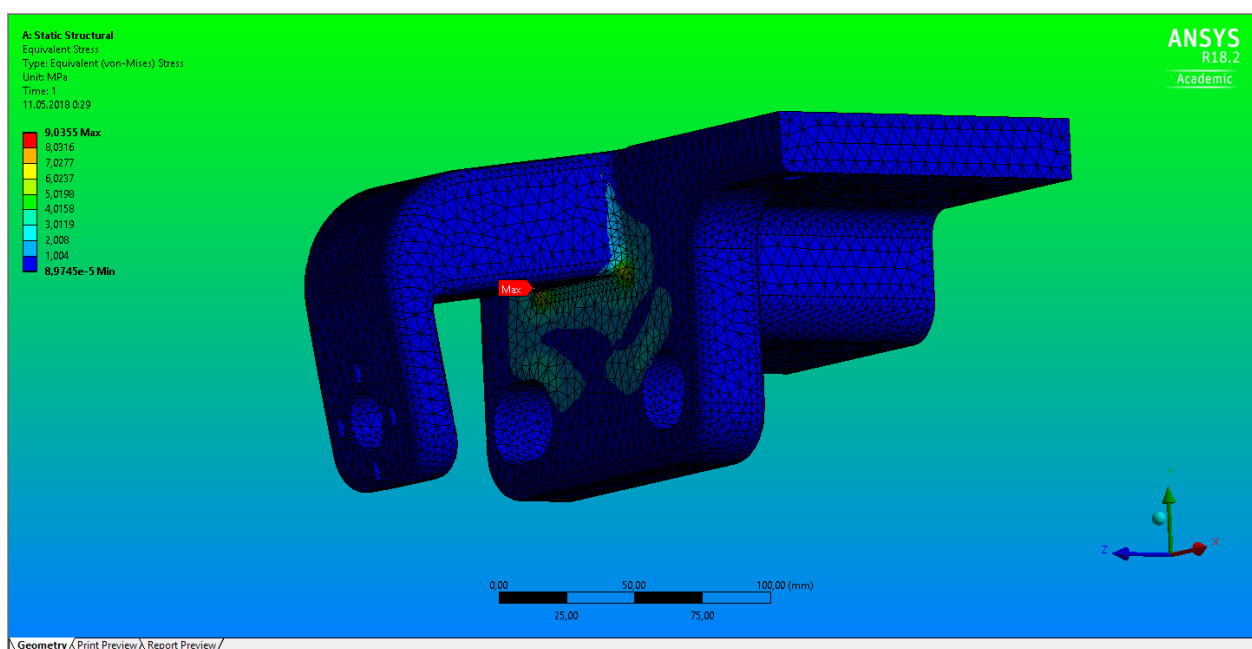
Okrajové podmínky jsou určeny tak, aby se co nejvíce odpovídaly realitě. Úloha má 3 okrajové podmínky. Jde o zamezení pohybu a natočení zadní strany táhla. Další dvě podmínky zabráňují natočení a pohybu v ose X a Y v místech, kde jsou umístěny vodící tyče. V těchto místech je tedy povolen posuv pouze v ose Z.

Po nakonfigurování okrajových podmínek bylo zavedeno zatížení – síla F, která byla určena na 95N ve směru osy Z.

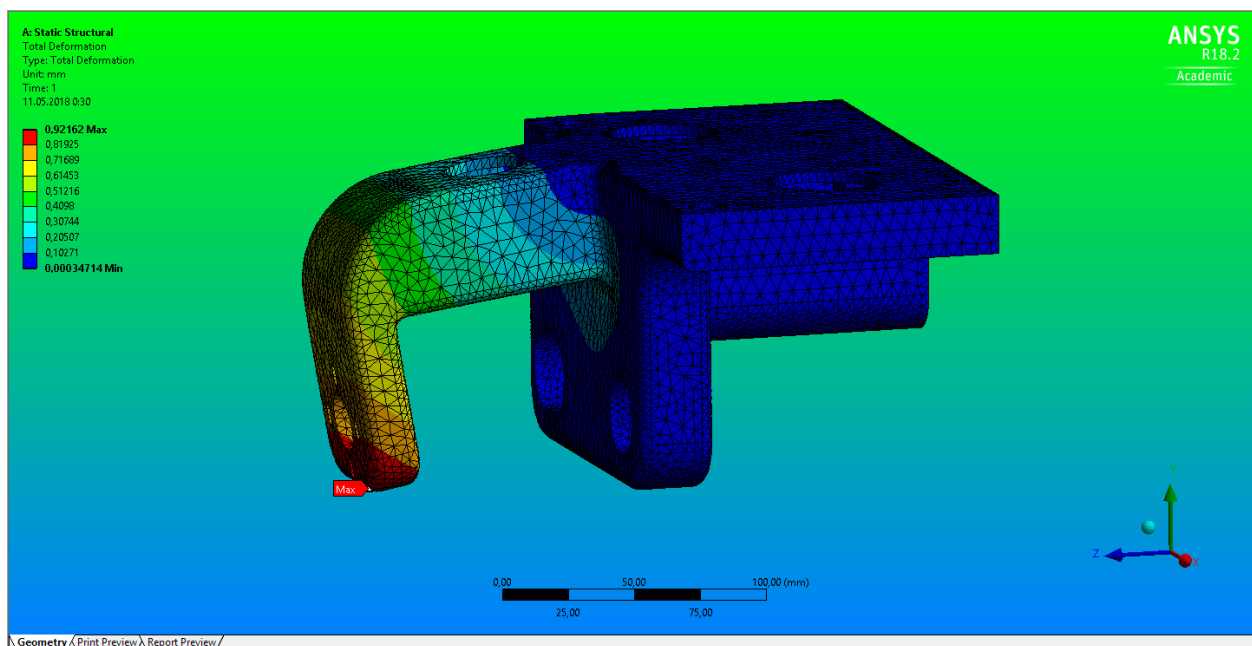


Obr. 7.4 – Obrázek okrajových podmínek a působíště síly

Maximální redukované napětí podle teorie HMH bylo 9MPa, toto napětí je velmi malé a není tudíž nebezpečné, jelikož mez kluzu materiálu PA6 udává výrobce na 70MPa.

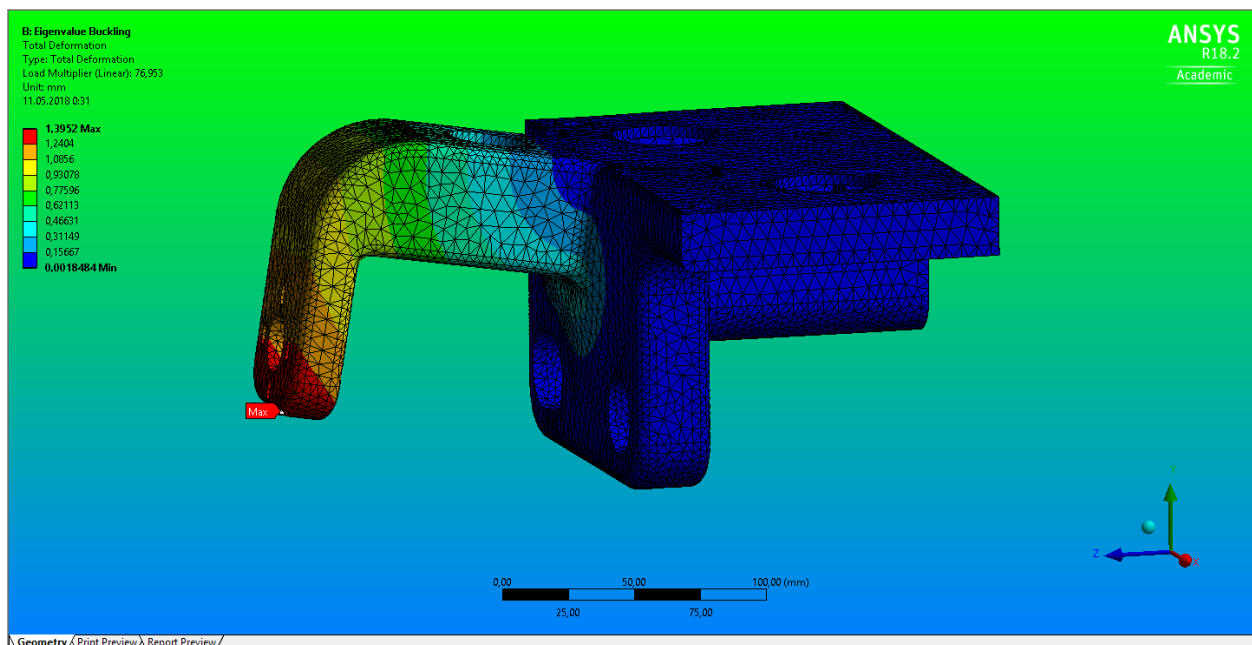


Obr. 7.5 – Maximální redukované napětí



Obr. 7.6 – Maximální deformační posunutí při zatížení tlakem

Maximální posunutí při tlakovém zatížení je 0,92 mm ve směru osy Z. Deformační posunutí na obrázku je 24x zvětšeno.



Obr. 7.7 – Maximální deformační posunutí při zatížení tahem

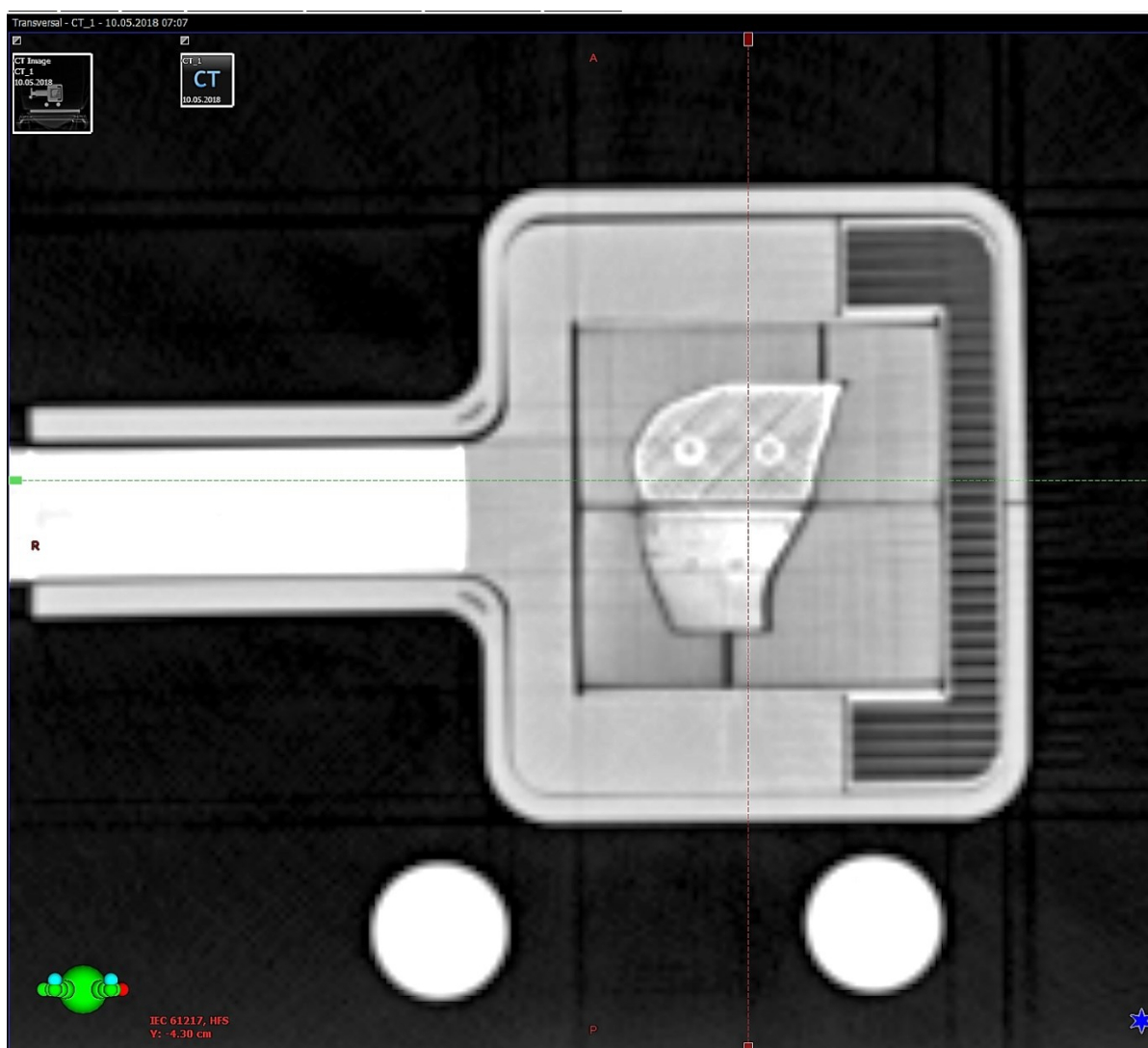
Maximální posunutí v tahu je 1,39 mm ve směru osy Z. Stejně, jako u předchozího snímku je deformační posunutí 24x zvětšeno.

Ani v jednom z případů vypočtené maximální posunutí neovlivní funkci přístroje, neboť lineární pohon pracuje s vůlí. Přístroj lze tedy bez omezení nadále používat v praxi.

8 Testování fantomu

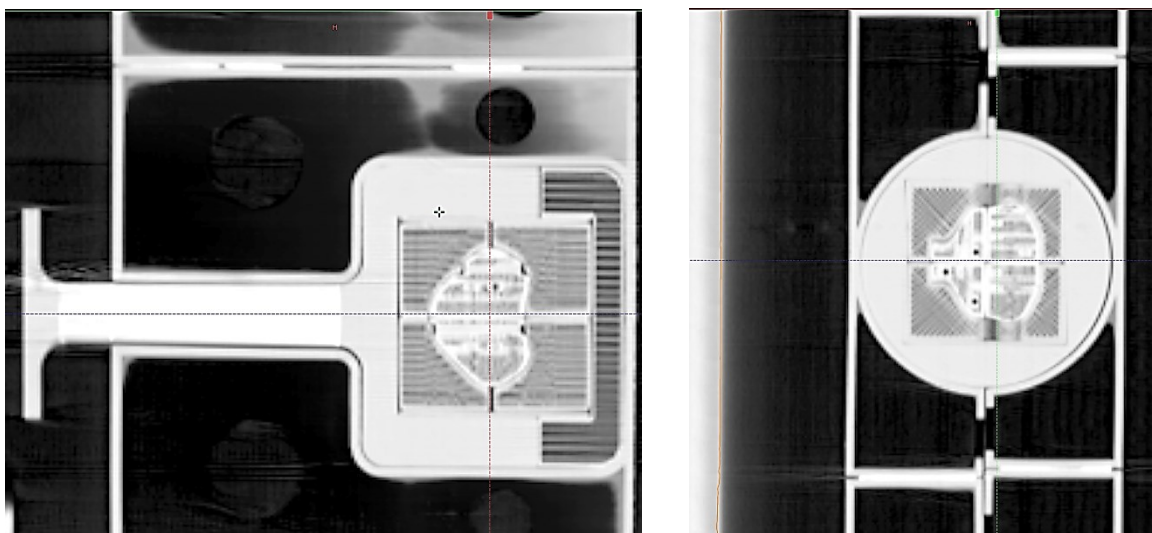
Součástí této bakalářské práce je i testování prototypu. Testování probíhalo ve Fakultní nemocnici v Ostravě, ve spolupráci s lékaři a s radiofyziky z onkologického oddělení.

V první části testování lékař provede CT fantomu (obr. 8.1) ve všech řezech modelu prostaty. V určeném řezu se zakreslí prostata jako cílový objem. Dále se zakreslí močový měchýř a konečník, tím vznikne tzv. ozařovací plán. Po vytvoření plánu musí radiofyzik vyměnit fotosenzitivní film. Poté fantom přenesse na urychlovač nebo CyberKnife, kde ve stejné poloze jako u CT snímku je provedeno ozáření.



Obr. 8.1 – CT snímek v sagitálním řezu, do kterého se zakresluje močový měchýř a konečník

Ozařování probíhá krouživým pohybem kolem modelu prostaty jeden cyklus je 360° ve směru hodinových ručiček a 360° proti hodinovým ručičkám. Po ozáření se podle zčernání fotosenzitivního filmu vyhodnotí tvar izodóz v sagitálním řezu. Izodóza je grafickým vyjádřením prostorového průběhu dávky ionizujícího záření. Dalším krokem je porovnání izodóz vyčtených po ozáření s izodózami vypočtenými softwarem.



Obr. 8.2 – CT snímky v řezech kolmých na řez sagitální

Při dalších ozařovacích cyklech je nasimulován pohyb prostaty pomocí natočení a posouvání fantomu.

Při špatném aplikování (konfiguraci) zlatých zrn není schopen přístroj pracovat správně. Vzniká tedy chyba ve výpočtech programu, ten není schopen počítat s pohybem orgánů. Cílem radiofyziků tedy je zjistit s jak velkou přesností může přístroj pracovat a tomu přizpůsobit zacílení paprsků při léčbě.

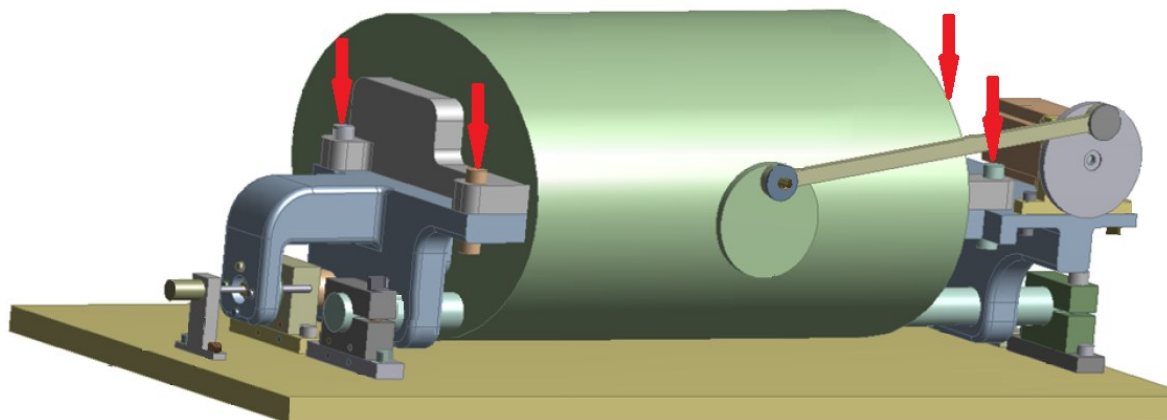
Jelikož jsou zlatá zrna v modelu prostaty nastavitelná, je možné simulovat reálné rozložení zrn, které získáme například po provedení CT u pacienta. Pro získání spolehlivé statistiky o chybách v závislosti uspořádání zrn, je nutno provést tento cyklus ozařování mnohokrát opakovat.

9 Návrh konstrukčních úprav přístroje

Jelikož jde zatím pouze o prototyp mechanického fantomu, je nutno po jeho sestrojení zjistit možné úpravy. Tyto úpravy by měly mít za účel usnadnit výrobu, snížit náklady na jeho výrobu a zlepšit funkčnost fantomu, popřípadě rozšířit jeho schopnosti.

9.1 Změna velikosti šroubů

Na obrázku 9.1 jsou červenými šipkami označeny šrouby, které jsem uznal za zbytečně masivní. Vzhledem k jejich funkci bych změnil původní šrouby M10x32 ISO 4762-8.8 na M5x32 ISO 4762-8.8. Popřípadě bych nechal rozměr šroubu M10, ale změnil bych jeho materiál na plast. Šrouby v tomto místě plní účel pouze zajištění táhla fantomu proti pohybu, nejsou tedy téměř vůbec zatěžovány.

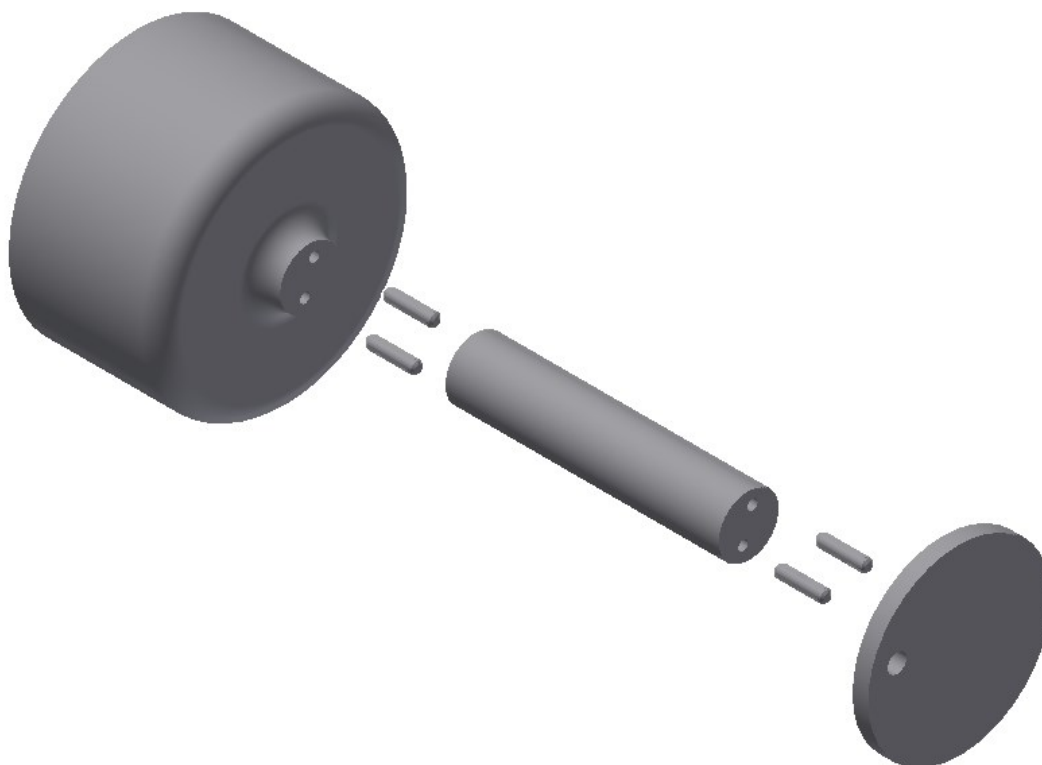


Obr. 9.1 – Vyznačení šroubů určených ke změně [3]

9.2 Spojení rotační tyče

Druhou úpravou, kterou bych navrhoval pro budoucí model tohoto fantomu je systém, jakým se spojují části rotační tyče. Jak bylo zmíněno výše, tak jsou tyto části spojeny pomocí lepidla které je schopno udržet v tahu váhu až 400kg/m^2 . Nicméně rotační tyč je namáhána krutem a tudíž při tomto zatěžování lepidlo vydrží podstatně méně. Po několika zatěžujících cyklech se jedna z částí oddělila a bylo nutno ji znova přilepit, v budoucnu by se tato situace mohla opakovat. Proto navrhuji zajistit části navzájem proti pootočení nejen

lepidlem, ale také sadou kolíků (obr. 9.2). Tato úprava nějak výrazně nezvýší náklady na výrobu a zároveň zaručí dlouhou životnost přístroje.



Obr. 9.2 – Navrhované spojení pomocí kolíků

9.3 Vyplnění voskem

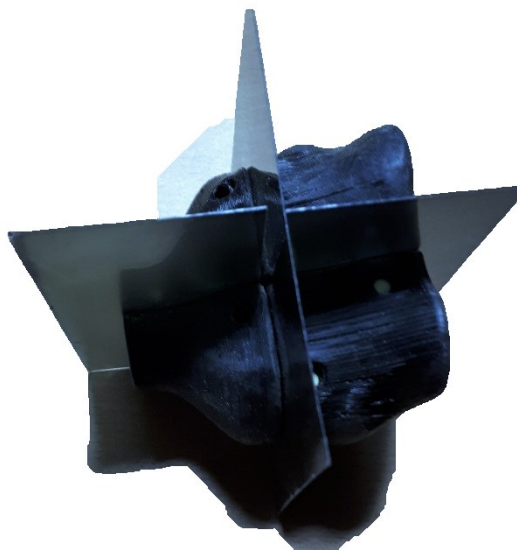
Tím, že se vyplní dutiny přístroje voskem, dojde k lepší simulaci prostředí břišní dutiny a tím i k získávání lepších výsledů. Vyplnění voskem se konkrétně týká spodní a horní části lineárního táhla.

9.4 Zpevnění ojnice

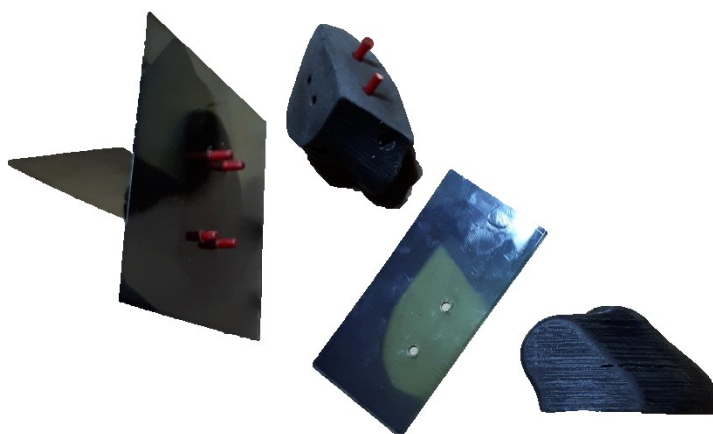
Během testování byla zjištěna malá tuhost ojnice. Jelikož je ojnice příliš pružná, není schopna spolehlivě přenášet krouticí moment a tím natáčet model prostaty. Řešením je vyrobit ojnicu z pevnějšího plastu například ze silonu. Ojnice nesmí být kovová, protože ve snímané části mechanického fantomu se nesmí nacházet kov.

9.5 Řezačka fotosenzitivních filmů

Toto zlepšení se netýká přímo konstrukce fantomu, nýbrž jednoduchosti jeho chodu a snížení časové náročnosti testů. Jelikož je třeba během testování potřeba fotosenzitivní filmy stále měnit (2 filmy na jedno ozáření), bylo by časově úsporné na tyto filmy navrhnout a zkonstruovat řezačku. Filmy jsou dodávány v rozměrech 80x80mm. Tyto filmy je nutno přesně zasadit do určených míst modelu prostaty.



Obr. 9.3 – Uložení fotosenzitivních filmů v modelu prostaty



Obr. 9.4 – Částečně rozložený model prostaty

10 Závěr

V rámci této práce byl zkonstruován mechanický fantom pro simulaci pohybu prostaty, který byl následně uveden do provozu. Nejprve bylo třeba vyrobit všechny potřebné díly, ty se museli upravit tak, aby správně plnily svou funkci a navzájem do sebe zapadaly. Dále bylo nutno tyto části složit dle dřívějšího návrhu [3]. Po montáži byl fantom převezen do Fakultní nemocnice v Ostravě na onkologické centrum, kde proběhl test jeho funkčnosti. Zde ve Fakultní nemocnici je rovněž fantom trvale umístěn a nadále testován. Fantom pomáhá ošetřujícím lékařům a radiofyzikům určit chybu, která může vzniknout při léčbě a dle těchto dat upravit ozařovací proceduru. Tím se zvyšuje účinnost léčby a rovněž se tím snižuje riziko vedlejších účinků vlivem ozáření okolních tkání. Z pevnostní analýzy táhla jsme zjistili, že maximální redukované napětí bude 9MPa a maximální posunutí 1,39mm. Mez kluzu materiálu PA6 udává výrobce na 70MPa, napětí není tudíž nebezpečné. Rovněž maximální posunutí nezpůsobí disfunkci fantomu, neboť lineární pohon pracuje s dostatečnou vůlí. V závěrečné části této práce bylo provedeno několik návrhů, které můžou v budoucnu zlepšit funkci fantomu a tím zajistit jeho stálou dostupnost lékařům z FNŠP.

11 Seznam použité literatury

- [1] MARIEB, Elaine Nicpon a Jon MALLATT, 2005. *Anatomie lidského těla*. Brno: CP Books. ISBN 80-251-0066-9.
- [2] DOROTÍK, Jan, 2007. *Radioterapeutické přístroje*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava. ISBN 978-80-248-1376-9.
- [3] ORDELT, J. *Mechanický fantom simulace pohybu ozařovaného ložiska pro radiochirurgii: bakalářská práce*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra mechaniky, 2014, 70 s.
- [4] BADAKHSHI, Harun, 2016. *Image-guided stereotactic radiosurgery: high-precision, non-invasive treatment of solid tumors*. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-319-39187-8.
- [5] Technologie tisku a RepRap, 2014. *BI - 3DT* [online]. [cit. 2018-02-28]. Dostupné z: <https://edux.fit.cvut.cz/archive/B141/BI-3DT/tutorials/reprap/start>
- [6] *Onkologická klinika Ostrava* [online], [cit. 2018-02-28]. Dostupné z: <http://www.fno.cz/klinika-onkologicka/onkologicka-klinika>
- [7] ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA, c2007. *Radiační onkologie*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-469-0.
- [8] Technologie 3D tisku, *Pkmodel* [online]. [cit. 2018-03-23]. Dostupné z: <http://www.pkmodel.cz/3dtisk.html>
- [9] Technologie 3D tisku, *VTM E15* [online]. [cit. 2018-03-23]. Dostupné z: <http://vtm.e15.cz/netusene-moznosti-3d-tisku>
- [10] [online], [cit. 2018-03-23]. Dostupné z: http://www.rozhlas.cz/plus/dnesniplus/_zprava/most-vytisteny-na-3d-tiskarne-je-ekologicky-cykliske-po-nem-jezdi-v-nizozemsku--1763879
- [11] Tissue Simulation and Phantom Technology [online], [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: <http://www.cirsinc.com/products>

12 Seznam příloh

Příloha A – Odborný posudek radiofyzika z FNŠP

V Ostravě, dne 11. 5. 2018

Posudek pohyblivého fantomu prostaty

Prostřednictvím této Bakalářské práce byl sestrojen pohyblivý fantom prostaty sloužící k simulaci rotačního a translačního pohybu prostaty v průběhu ozařování nádorového ložiska.

Tento fantom bude využíván při výzkumných projektech týkajících se radioterapie karcinomu prostaty.

Z hlediska uživatele (Klinika onkologická, FN Ostrava) je pohyblivý fantom prostaty plně funkční a spolehlivě splňuje všechna kritéria, která byla zadána.

Klinika onkologická, FN Ostrava

Ing. Břetislav Otáhal